

Titre: Étude des mécanismes de sollicitations et de rupture des plaques
Title: de compression à verrouillage lors de la marche

Auteur: Benjamin Gervais
Author:

Date: 2017

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Gervais, B. (2017). Étude des mécanismes de sollicitations et de rupture des
Citation: plaques de compression à verrouillage lors de la marche [Master's thesis, École
Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/2530/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/2530/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Maxime Raison, Myriam Brochu, & Aurelian Vadean
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE DES MÉCANISMES DE SOLLICITATIONS ET DE RUPTURE DES PLAQUES DE
COMPRESSION À VERROUILLAGE LORS DE LA MARCHÉ

BENJAMIN GERVAIS

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE BIOMÉDICAL)

AVRIL 2017

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉTUDE DES MÉCANISMES DE SOLlicitATIONS ET DE RUPTURE DES PLAQUES DE
COMPRESSION À VERROUILLAGE LORS DE LA MARCHE

présenté par : GERVAIS Benjamin

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Mme VILLEMURE Isabelle, Ph. D., présidente

M. RAISON Maxime, Doctorat, membre et directeur de recherche

Mme BROCHU Myriam, Ph. D., membre et codirectrice de recherche

M. VADEAN Aurelian, Doctorat, membre et codirecteur de recherche

M. BATAILLY Alain, Ph. D., membre

DÉDICACE

“Tell me and I forget. Teach me and I remember. Involve me and I learn.”

Benjamin Franklin.

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d’abord à exprimer ma reconnaissance envers les membres de mon comité d’encadrement. Ils ont su former une équipe hors pair pour la réalisation de ce projet. Je remercie particulièrement mon directeur de recherche, Maxime Raison, pour sa passion et son dévouement qui m’a permis de persévérer tout au long du projet. Je veux également remercier mon codirecteur, Aurelian Vadean, de m’avoir fait confiance dès le début du projet et d’avoir toujours su me guider. Un grand merci à ma codirectrice, Myriam Brochu, d’avoir complété cette belle équipe. Ses nombreux conseils et son expertise ont grandement approfondi mes connaissances dans plusieurs domaines. Tous ensemble, vous avez réussi à placer la barre haut afin que je puisse pousser mes limites et qu’on relève de beaux défis.

Je dois remercier monsieur René Benoit, sans qui ce projet n’aurait jamais vu le jour. Je remercie également Audrey Parent pour son aide dans l’analyse quantifiée de la marche. Dans le même ordre d’idée, je remercie Érick Poulin de *Altair HyperWorks* Montréal pour tous les précieux conseils au sujet de la modélisation.

Je suis également reconnaissant envers le Fonds de recherche du Québec – Natures et Technologies (FRQNT) et Polytechnique Montréal pour leurs supports financiers pendant ce projet de maîtrise.

De plus, l’ambiance de travail n’aurait pas été le même sans l’équipe du CRME et celle de Polytechnique. Des gens brillants et sympathiques comme eux incitent à se surpasser. Ces deux années ont grandement été bonifiées par leur présence.

Finalement, merci à ma famille d’être un si bel exemple de persévérance et de réussite. Vous êtes une source inépuisable d’encouragements et de soutien. Un merci bien particulier à ma plus grande partenaire, avec qui tout est possible!

RÉSUMÉ

La plaque de compression à verrouillage (PCV) est un dispositif médical utilisé pour stabiliser une fracture osseuse pendant le processus de guérison. Lorsque la PCV est installée sur le membre inférieur, cet implant orthopédique est sollicité davantage en raison des charges provenant du poids du patient durant la marche. Une installation adéquate de l'implant est donc recherchée pour créer un environnement propice à la guérison de l'os, tout en limitant les surcharges de l'implant. Dans cette optique, le patient retrouve plus rapidement sa mobilité et évite une longue période de convalescence associée à une mauvaise guérison de l'os ou à un bris de l'implant.

Selon la revue la littérature, l'utilisation de la PCV est caractérisée par un taux de complication se situant entre 9 et 20%. Une des complications graves est le bris de l'implant, qui induit souvent une seconde fracture du fémur. Ces bris ont majoritairement été associés à un mécanisme de rupture par fatigue, remettant principalement l'installation de l'implant en cause. C'est pourquoi des études proposent des directives à respecter pour l'installation de la PCV, mais rarement le comportement mécanique de l'implant et celui de la fracture sont intégrés dans la même analyse. De plus, des modèles numériques ont été utilisés à quelques reprises pour quantifier les contraintes dans un implant du membre inférieur. Cependant, la majorité des modèles sont simplifiés à des cas de chargement statique, où seulement le poids du patient est considéré. Les résultats ne sont donc pas adaptés à la résolution des problèmes de bris en fatigue. L'objectif de ce travail est d'évaluer si une modélisation dynamique du cycle complet de marche d'un patient permet de prédire avec plus de réalisme le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV.

La première étape du projet a été d'étudier le bris réel d'une PCV afin d'identifier le mécanisme de rupture d'un cas type. À l'aide d'analyses chimiques, d'essais de dureté, et d'analyses de la microstructure, il a d'abord été confirmé que le matériau était l'acier inoxydable 316L formé à froid. Les observations visuelles du faciès de rupture de l'implant ont ensuite révélé un mécanisme de rupture par fatigue. De plus, des stries de fatigue ont été observées sur 85% du faciès de rupture, ce qui caractérise un chargement cyclique à faible amplitude. Le nombre de cycles menant au bris a été approximé à 10^6 selon le nombre de pas du patient pendant 2 ans. En fonction de ce nombre de cycles et des propriétés mécaniques de l'acier inoxydable 316L, la contrainte d'amorçage et de propagation a été estimée à 400 MPa (amplitude de contrainte de

200 MPa à $R = 0$). En parallèle avec l'analyse fractographique, un modèle par éléments finis de l'assemblage os-implant a permis d'observer que la fissure s'est amorcée dans une zone de contraintes élevées. D'un point de vue ingénierie, les nombreux trous de la PCV, qui permettent une versatilité d'installation, agissent tous comme des concentrateurs de contraintes qui diminuent la résistance en fatigue de l'assemblage. La géométrie ainsi que l'installation doivent être améliorées afin de réduire le risque de bris en fatigue.

La seconde étape du projet a été de développer un modèle dynamique pour quantifier les contraintes dans l'implant durant un cycle complet de marche. Un modèle dynamique multicorps flexible de l'assemblage fémur-PCV a été conçu à partir de l'analyse de marche du patient et de la géométrie de l'implant étudié dans la première partie du projet. L'objectif était de reproduire le plus fidèlement possible les conditions de chargement ayant mené au bris. En supplément à ce modèle dynamique, la modélisation statique, décrite dans la littérature, a aussi été appliquée pour produire des résultats comparatifs. Ces résultats ont démontré que la méthode statique sous-estimait la contrainte dans l'implant (76 MPa), alors que la contrainte obtenue avec la méthode dynamique (346 MPa) s'approchait davantage des conclusions de l'analyse de défaillance. La méthode dynamique reproduit plus fidèlement le chargement puisque les couples articulaires et les effets dynamiques sont intégrés dans la modélisation. Cette méthode présente aussi un avantage considérable puisque la contrainte critique associée à la marche est définie sur un cycle complet de chargement. La contrainte maximale a été relevée à 48% du cycle de marche, soit à la fin de la phase d'appui. Cette évolution de la contrainte permettra de calculer plus précisément le nombre de cycles avant la rupture dans une analyse de bris par fatigue.

De plus, une étude complémentaire a été effectuée pour observer la sensibilité du modèle dynamique (déformation osseuse de la fracture et contrainte maximale dans l'implant) à une variable critique de l'installation, soit la sélection de la longueur de la plaque par le chirurgien. Cette sensibilité a été étudiée selon quatre longueurs de PCVs, soit 170, 206, 242 et 278 mm. Les résultats ont démontré qu'en passant de la plus courte PCV à la plus longue PCV étudiée, la contrainte maximale dans l'implant augmentait de 20%, alors que la déformation de la fracture diminuait de 24%. Une PCV plus longue reprend donc mieux la charge du patient pendant la guérison, mais engendre un plus haut risque de bris en fatigue. Le développement du modèle dynamique permet d'obtenir des valeurs quantifiables qui indiquent si la méthode d'installation

procure un environnement propice à la guérison, tout en tenant compte de la contrainte dans l'implant.

La principale conclusion de ce projet est que la modélisation dynamique multicorps flexible permet de retrouver le niveau de contrainte qui correspond avec les observations d'un bris en fatigue d'un implant du membre inférieur. De plus, en intégrant l'étude de la déformation osseuse de la fracture, cette modélisation permet d'évaluer le degré de stabilité associé à la méthode d'installation de la PCV. À long terme, le développement de la modélisation dynamique de l'assemblage fémur-PCV permettra de proposer des directives plus précises sur cette méthode d'installation et de réduire les bris par fatigue des PCVs.

ABSTRACT

The locking compression plate (LCP) is a medical device used to stabilize fractured bone parts during the healing process. Especially for a lower limb fracture, this orthopedic implant has to support the loads from the body weight during gait. In this conditions, an appropriate installation method is required to obtain a successful healing of the bone, while limiting the mechanical overloads on the implant. With that in mind, the patient avoids a long convalescence period associated with an implant failure or an unsuccessful healing process.

According to the literature, the complication rate related to LCPs is between 9% and 20%. One of the most severe complication is the failure of the implant, which normally induces a second fracture of the bone. In the majority of the studies, the LCP failure is mainly due to fatigue damage and the installation method is identified as the main root cause of failure. In order to address this challenge, some studies are proposing installation guidelines for LCPs, but the implant and bone mechanical behavior are rarely integrated in the same analysis. In some cases, numerical modeling is employed to compute the stress distribution of a lower limb implant. However, most of these numerical models are simplified to a static loading case, which only considered the patient body weight. Thus, this modeling procedure is not suitable for studying fatigue failure mechanisms. The aim of this project is to evaluate if a dynamic modeling of the patient gait gives a more realistic mechanical prediction of the bone-LCP assembly.

The first part of this project was to study a real broken LCP in order to identify its failure mechanism. Chemical analysis, hardness tests, and microstructural analysis confirmed that the implant was manufactured from cold-worked stainless steel 316L. The macro and micro fractographic analyses revealed that the failure mechanism was fatigue. A crack propagated over more than 85% of the implant cross section, which demonstrates that the implant underwent several loading cycles of low stress amplitude. The number of cycles before failure was approximated to 10^6 according to the patient number of steps over 2 years. From this number of cycles and from the material properties, the crack initiation and propagation stress variation was approximated to 400 MPa (stress amplitude of 200 MPa at $R = 0$). In addition to the fractographic observations, a finite element analysis of the femur-LCP assembly indicated that the crack initiation site was located in a highly stressed region. From an engineering point of view, the several fixation holes of the LCP give installation versatility but induce stress concentration that

results in a low fatigue resistance of the assembly. The implant geometry and installation method could be optimized in order to reduce the risk of fatigue failures.

The second part of this project was to develop a dynamic model that computes the implant stress distribution during a complete gait cycle. A flexible multibody dynamic model of the femur-LCP assembly was designed according to the patient gait analysis and the studied implant geometry. The objective was to closely reproduce the loading conditions that led to the LCP failure. For comparison purposes, a static method found in the literature was also employed to compute the stress distribution in the implant. The results showed that this static method underestimates the maximum stress (76 MPa), when compared to the developed dynamic method (346 MPa). This conclusion is supported by the crack initiation stress obtained following the failure analysis, previously performed on the case studied. The dynamic method predicted stresses in closer agreement with the failure analysis because it considers the human joint torques and the dynamic effects characterizing gait. This method also has the advantage of presenting the temporal evolution of stress during a complete gait cycle. The maximum stress was identified at 48% of the gait cycle, which is at the end of stance phase. This fluctuation of the critical stress is mandatory when studying fatigue failures and is necessary to approximate the number of cycles before failure.

The last part of the project was to evaluate the sensibility of the dynamic model (bone strain at the fracture and implant maximum stress) to a critical installation variable, which in this project is the selection of the LCP length by the surgeon. It was studied on four LCP lengths: 170, 206, 242 and 278 mm. The maximum stress in the longer plate was 20% higher than the one found with the shorter plate, but the bone strain was 24% lower with the longer plate. Thus, a longer LCP takes more over the body weight loads than the shorter one, but shows a higher risk of fatigue failure. This sensibility evaluation demonstrates that the developed dynamic model predicts measurable values giving indication on the suitability of the installation in terms of healing process and implant stresses.

The main conclusion of this project is that the flexible multibody dynamic modeling of a lower limb implant during gait gives a stress distribution that is in agreement with a failure analysis. Moreover, the stability level associated with the installation method of LCP can be evaluated from this dynamic model by characterizing the bone strain at the fracture site, as well as the

implant critical stress. The development of the flexible multibody dynamic modeling of the femur-LCP assembly is the basis of future tools development that will assist the design and installation of lower limb implants in order to reduce the fatigue failures.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VIII
TABLE DES MATIÈRES	XI
LISTE DES TABLEAUX.....	XV
LISTE DES FIGURES	XVII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXII
LISTE DES ANNEXES	XXIII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE	4
2.1 Fracture osseuse du fémur.....	4
2.1.1 Anatomie fonctionnelle du membre inférieur	4
2.1.2 Types de fracture fémorale et guérison de l'os	5
2.1.3 Ostéosynthèse d'une fracture distale extra-articulaire	8
2.2 Plaque de compression à verrouillage (PCV)	10
2.2.1 Dimensions et géométrie de la PCV	11
2.2.2 Techniques d'installation	12
2.2.3 Paramètres guidant la technique de pontage	14
2.2.4 Complications observées en clinique	16
2.2.5 Causes des défaillances des plaques de compression à verrouillage	18
2.3 Méthodes numériques appliquées à l'étude du comportement des implants sur le membre inférieur	19

2.3.1	Modélisation par éléments finis des implants du membre inférieur	20
2.3.2	Modélisation dynamique multicorps rigide du membre inférieur.....	24
2.3.3	Modélisation dynamique multicorps flexible du membre inférieur.....	26
2.4	Synthèse de la revue de la littérature.....	27
CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET		30
3.1	Résumé de la problématique	30
3.2	Question de recherche	30
3.3	Objectif général	31
3.4	Objectifs spécifiques	31
CHAPITRE 4 MÉTHODE COMPLÉMENTAIRE		33
4.1	Démarche multidisciplinaire de l'ensemble du travail.....	33
4.2	Méthode complémentaire à l'article 1	34
4.3	Méthode complémentaire à l'article 2.....	35
4.3.1	Analyse du mouvement en laboratoire.....	37
4.3.2	Modèle par éléments finis de l'assemblage fémur-implant	40
4.3.3	Modèle multicorps rigide du membre inférieur	44
4.3.4	Réduction modale de l'assemblage fémur-implant.....	47
4.4	Méthode utilisée pour l'étude de l'influence de la longueur de la PCV	52
CHAPITRE 5 ARTICLE 1: FAILURE ANALYSIS OF A 316L STAINLESS STEEL FEMORAL ORTHOPEDIC IMPLANT.....		55
5.1	Abstract	55
5.2	Introduction	55
5.3	Circumstances of failure.....	56
5.4	Experimental procedure	57
5.5	Experimental results	58

5.5.1	Material characterization.....	58
5.5.2	Failure analysis.....	60
5.6	Finite element analysis	63
5.6.1	Modeling and analysis.....	63
5.6.2	Numerical results.....	65
5.7	Description of the failure mechanism	66
5.7.1	Number of cycles to failure	67
5.7.2	Crack initiation stresses.....	67
5.7.3	Final failure stress	68
5.8	Root causes of the failure	69
5.9	Conclusion and recommendations	70
5.10	Acknowledgements	70
5.11	References	71
CHAPITRE 6 ARTICLE 2: INFLUENCE OF THE LOAD MODELING DURING GAIT ON THE STRESS DISTRIBUTION IN A FEMORAL IMPLANT.....		73
6.1	Abstract	73
6.2	Introduction	74
6.3	Study subject	75
6.4	Modeling methods.....	76
6.4.1	Static and improved static methods.....	76
6.4.2	Quasi-static method.....	79
6.4.3	Dynamic method	81
6.5	Results	84
6.6	Discussion	86
6.7	Conclusion.....	88

6.8	Conflict of interest statement	88
6.9	Acknowledgements	88
6.10	References	89
CHAPITRE 7 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES		92
CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE		95
8.1	Synthèse des articles scientifiques	95
8.2	Analyse des résultats complémentaires	99
8.3	Limites et perspectives du projet.....	102
CHAPITRE 9 CONCLUSION		108
BIBLIOGRAPHIE		111
ANNEXES		117

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 : Propriétés mécaniques des fractures osseuses en fonction de la phase de guérison. .8	8
Tableau 2.2 : Description des principaux paramètres guidant la technique de pontage.14	14
Tableau 2.3 : Principaux types de complications observées pour la plaque de compression à verrouillage dans les études cliniques relevées.18	18
Tableau 2.4 : Résumé des études utilisant la méthode par éléments finis pour étudier les implants du membre inférieur.29	29
Tableau 4.1 : Objectifs spécifiques auxquels l'article 1 et l'article 2 répondent.34	34
Tableau 4.2 : Ordre chronologique des événements qui ont mené au bris de la PCV.35	35
Tableau 4.3 : Paramètres spatiotemporels du cycle de marche du patient.39	39
Tableau 4.4 : Pourcentage de différence sur le couple articulaire maximal de la hanche (-85 Nm) obtenu avec chaque coefficient d'amortissement par rapport au modèle multicorps rigide. .51	51
Table 5.1 : Chemical analysis of the implant material.58	58
Table 5.2 : Mechanical properties of 316L stainless steel medical implant 50% cold-worked.60	60
Table 5.3 : Knee moments and force at 25% of gait cycle.64	64
Table 5.4: Variables used in Newman and Raju equation for two symmetric corner cracks.68	68
Table 6.1 : Material properties of the healthy bone, fracture zone and 316L stainless steel used in the FEM.78	78
Table 6.2 : Hip loads at 48% of the gait cycle applied to the bone-implant system using the <i>quasi-static</i> method.81	81
Tableau 7.1 : Données recueillies pour les quatre modèles concernant l'influence de la longueur de la plaque sur le comportement mécanique de l'assemblage os-implant.94	94
Tableau B.1 : Contrainte Von Mises dans la PCV en fonction de la taille du maillage pour les 3 modèles par éléments finis.118	118
Tableau B.2 : Contrainte Von Mises dans la PCV en fonction du degré du polynôme d'interpolation pour les 3 modèles par éléments finis.118	118

Tableau C.1 : Description de la chaine cinématique utilisée pour la modélisation multicorps du membre inférieur.	119
Tableau C.2 : Paramètres géométriques et inertiels de chaque segment du membre inférieur utilisé pour la modélisation multicorps du membre inférieur.	120

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 : (a) Principaux segments osseux du membre inférieur et (b) description des trois rotations du genou et de la hanche (image adaptée de [10]).	5
Figure 2.2 : (a) Identification des sections de l'os pour positionner (b) les fractures proximales, (c) les fractures de la diaphyse, (d) les fractures distales extra-articulaires et (e) intra-articulaires (images tirées de [2]).	6
Figure 2.3 : Illustration d'un cal osseux (image adaptée de [11]).	7
Figure 2.4 : Principaux dispositifs utilisés pendant la guérison de l'os : (a) le plâtre, (b) les systèmes articulés, (c) les clous intra-médullaires et (d) les plaques (images tirées de [2]).	9
Figure 2.5 : Dispositif développé par les travaux de Muller [18] qui provoque la guérison primaire de l'os par la compression de la fracture (image tirée de [15]).	9
Figure 2.6 : Exemples de plaque de compression à verrouillage pour le fémur selon 3 compagnies différentes : (a) <i>Synthes</i> , (b) <i>Stryker</i> et (c) <i>Smith&Nephew</i> . (images tirées de [22], [23] and [24], respectivement).	11
Figure 2.7 : Plaque de compression à verrouillage provenant de la fiche technique de <i>Synthes</i> et représentant les caractéristiques géométriques : forme, longueur et courbure (image adaptée de [22]).	12
Figure 2.8 : (a) Géométrie des vis de verrouillage, (b) des vis de compression et (c) des trous en forme de 8 (images tirées et adaptées de [2]).	12
Figure 2.9 : Installation utilisant la technique conventionnelle de compression (images tirées de [21]).	13
Figure 2.10 : Installation utilisant la technique de pontage (images tirées de [21]).	14
Figure 2.11 : Identification des principaux paramètres guidant la technique de pontage.	15
Figure 2.12 : Illustration des trois modèles étudiés par Stoffel [27] pour observer l'effet de la distance effective sur la rigidité de l'assemblage os-implant (image tirée de [27]).	15
Figure 2.13 : Schéma des principes utilisés en modélisation dynamique multicorps.	24

Figure 4.1 : Trois domaines impliqués dans ce projet étudiant un implant orthopédique, soit la PCV.	33
Figure 4.2 : Diagramme pour la modélisation dynamique multicorps flexible appliquée à l'étude de la plaque de compression à verrouillage. Le processus d'optimisation, en gris et double flèche, fait seulement partie des perspectives du projet.	36
Figure 4.3 : Laboratoire d'analyse du mouvement où l'on retrouve les caméras optoélectroniques (A) et une plateforme de forces (B).	37
Figure 4.4 : Position des marqueurs pour l'analyse du mouvement des membres inférieurs (image adaptée de [49]).	38
Figure 4.5 : Cycle standard de marche où les phases d'appui et de balancement sont identifiées (image tiré de [61]).	39
Figure 4.6 : Géométrie du fémur provenant de la banque de données <i>Vakhum</i> [62], où un facteur d'échelle a été appliqué. La longueur totale et le diamètre de la diaphyse [63] y sont présentés en millimètre.	41
Figure 4.7 : Identification des parties de l'os pour justifier la modélisation des parties du fémur (image adaptée de [65]).	41
Figure 4.8 : Modèle par éléments finis de l'assemblage fémur-PCV où les 6 vis de l'épiphyse et les 5 vis de la diaphyse y sont présentées.	42
Figure 4.9 : Géométrie et dimensions en millimètres de la PCV utilisée pour le modèle par éléments finis.	42
Figure 4.10 : Identification de la zone d'intérêt où le raffinement de la taille du maillage est appliqué.	43
Figure 4.11 : Chaîne cinématique du modèle multicorps rigide où les degrés de liberté, q , et les charges externes, F_{ext} , sont positionnés.	45
Figure 4.12 : Énergie totale de déformation sur un cycle de marche selon le nombre de modes sélectionnés.	49
Figure 4.13 : Contribution maximale à l'énergie totale de déformation pour chaque mode.	49

Figure 4.14 : Contribution à l'énergie totale de déformation à chaque instant du cycle de marche selon les 7 modes sélectionnés.	50
Figure 4.15 : Couples articulaires en fonction du cycle de marche selon le coefficient d'amortissement sélectionné.	51
Figure 4.16 : Modèles par éléments finis des quatre longueurs de PCV sélectionnées pour l'étude de paramètre : (a) L1 = 170 mm, (b) L2 = 206 mm, (c) L3 = 242 mm et (d) L4 = 278 mm. La position des vis sur la partie proximale de l'implant est identifiée par des triangles blancs.	53
Figure 4.17 : Identification des endroits où la déformation est mesurée sur la fracture.	54
Figure 5.1 : Broken implant with the numbering used in this investigation. Axes system is defined by L: length, W: width and T: thickness.	56
Figure 5.2 : Radiographies of the femur with the implant and screws (a) before and (b) after the failure.	57
Figure 5.3 : (a) Microstructure of the longitudinal and (b) cross-sectional sections of the studied implant at 200X.	59
Figure 5.4: (a) Fracture surface on sample #5 and (b) on sample #6. (c) Beach marks observation of fracture surfaces on sample #5 and (d) sample #6 at 6.7X. (e) Beach marks observation of screw LS#3 and (f) CS#1 at 20X. (g) SEM photo of striations observed at short and (h) long distance from the initiation site at 1500X. (i) SEM photo of a surface discontinuity and the initiation site at 150X.	62
Figure 5.5 : (a) Comparison between a typical femur and (b) the finite element geometry of the femur and the implant. (c) Geometric modeling of the complete system. (d) Final mesh of the implant with loading conditions.	65
Figure 5.6 : Displacement (scale factor of 3) and Von Mises stress on the implant shown in the coronal and sagittal view.	66
Figure 6.1 : Radiographies of the femur and femoral implant assembly from the case study: (a) before and (b) after the fatigue failure. The anatomical directions are shown for positioning purposes (c).	76

Figure 6.2 : Implant geometry with the position of the screws. The thickness of the implant was 5 mm.....	77
Figure 6.3 : Models used in the four methods of load modeling: <i>static</i> and <i>improved static</i> model (a), <i>quasi-static</i> model (b) and <i>dynamic</i> model (c).	79
Figure 6.4 : Joint load computation process for the <i>quasi-static</i> method, where the two parallel systems for data acquisition are identified (1. Motion capture system and 2. Force platform system).	80
Figure 6.5 : Flexible multibody dynamics process.	82
Figure 6.6 : The 7 selected deformation modes from Craig-Bampton with their associated frequencies.	84
Figure 6.7 : Stress distribution in the implant obtained with the four methods of load modeling, where the maximum Von Mises stresses are identified.	85
Figure 6.8 : Fluctuation of the maximum Von Mises stress during one gait cycle obtained with the <i>dynamic</i> method, where the phases of gait are identified.....	85
Figure 7.1 : Distribution de la contrainte Von Mises dans les quatre modèles (L1, L2, L3 et L4) à 48% du cycle de marche. La position des vis sur la partie proximale de l'implant est identifiée par des triangles blancs.	93
Figure 7.2 : Contrainte maximale dans la PCV et déformation de la fracture en fonction des quatre longueurs étudiées.	94
Figure 8.1 : Processus de reprise de charge pour un implant en fonction de la guérison de l'os (image adaptée de [37]).....	104
Figure A.1 : Système de référence anatomique.....	117
Figure D.1 : Couples articulaires de la hanche en fonction du cycle de marche.....	121
Figure D.2 : Couples articulaires du genou en fonction du cycle de marche.....	122
Figure D.3 : Forces articulaires de la hanche en fonction du cycle de marche.	122
Figure D.4 : Forces articulaires du genou en fonction du cycle de marche.	123

Figure E.1 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur L1 = 170 mm.	124
Figure E.2 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur L2 = 206 mm.	125
Figure E.3 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur L3 = 242 mm.	125
Figure E.4 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur L4 = 278 mm.	126

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Trois dimensions/tridimensionnel(le)
AO	Association for the Study of Internal Fixation (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen)
AQM	Analyse quantifiée de la marche
ASM	American society for metals
ASTM	American society for testing and materials
CdM (CoM)	Centre de masse (center of mass)
DdL (DoF)	Degré de liberté (degree of freedom)
FEA	Finite element analysis
FEM	Finite element modeling
FQRNT	Fond québécois de la recherche sur la nature et les technologies
HRC	Rockwell hardness scale
ISB	International society of biomechanics
MBD	Multibody dynamics
MEB (SEM)	Microscope électronique à balayage (Scanning electron microscope)
OS	Objectif spécifique
PCV (LCP)	Plaque de compression à verrouillage (locking compression plate)
PDC	Plaque dynamique de compression
PDC-FC	Plaque dynamique de compression à faible contact
UPIR	Unité de participation et d'initiation à la recherche

LISTE DES ANNEXES

Annexe A – Terminologie supplémentaire pour l’orientation des vues en biomécanique	117
Annexe B – Études de convergence sur le maillage des modèles par éléments finis	118
Annexe C – Topologie du modèle multicorps pour le membre inférieur	119
Annexe D – Comparaison des efforts articulaires pour le genou et la hanche.....	121
Annexe E – Déformation de la zone fracturée du fémur selon quatre mesures différentes	124

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Les fractures du fémur se produisent lors d'accidents. En Suède, 6409 patients ont eu une fracture fémorale sur une période de 7 ans, démontrant une incidence de 10 par 100 000 personnes par année [1]. Puisque cette fracture est au niveau du membre inférieur, les déplacements quotidiens des patients deviennent difficiles. Une guérison solide et rapide de l'os est donc nécessaire de façon à ce que ces patients retrouvent leur mobilité le plus tôt possible. À cet effet, des dispositifs médicaux sont utilisés pour stabiliser les fractures osseuses du fémur pendant le processus de guérison. Plus précisément, pour des traumatismes complexes du fémur (désalignement de l'os, multiple fractures de l'os, etc.), la fracture est stabilisée par une intervention chirurgicale où un implant est vissé sur l'os [2].

Dans la dernière décennie, afin d'éviter le contact invasif entre l'implant et l'os, les plaques de compression à verrouillage (PCV) ont été créées pour permettre aux chirurgiens une installation versatile [3]. Avec cet implant, la technique conventionnelle de compression de la fracture peut être évitée en utilisant des vis à tête fileté qui se verrouillent dans les trous de la plaque. De cette manière, la compression de l'os n'est pas requise, mais la mise en charge du patient est tout de même reprise par l'implant. Cependant, ce type d'installation engendre des problèmes lorsque la stabilité n'est pas bien contrôlée. Certains implants sont mal installés [4] et peuvent empêcher la guérison adéquate de l'os. La modélisation de ce système biomécanique est donc nécessaire pour mieux visualiser l'effet de l'installation sur le comportement mécanique de l'assemblage os-implant.

Les avancements technologiques permettent aujourd'hui d'avoir accès à des outils pour orienter la modélisation biomécanique, que ce soit des logiciels ou des instruments en laboratoire. Pour les implants, la modélisation par éléments finis est fréquemment utilisée afin d'obtenir le plus précisément possible les déformations et les contraintes en fonction du chargement appliqué. Cette modélisation permet entre autres de comparer la distribution des contraintes entre deux implants différents, par exemple un clou intra-médullaire et une plaque orthopédique [5]. Cependant, dans la majorité des études, le chargement appliqué est simplifié à une situation statique [6]. En réalité, les charges caractérisant la mobilité humaine sont principalement dynamiques.

En ce qui concerne la marche humaine, un bon outil est la modélisation dynamique multicorps qui permet de quantifier les efforts articulaires en fonction des mouvements du corps. Grâce à cette modélisation, des études cliniques utilisent un système d'acquisition du mouvement en laboratoire pour mener des analyses quantifiées de la marche (AQM) [7]. Cette méthode permet d'obtenir les charges dynamiques qui s'appliquent sur le membre inférieur pendant un cycle de marche. La modélisation dynamique multicorps est donc une méthode appropriée pour déterminer les conditions frontières d'un modèle par éléments finis composé d'un implant et d'un os du membre inférieur.

De façon plus précise, la modélisation dynamique multicorps flexible permet d'intégrer directement un modèle par éléments finis dans un modèle multicorps rigide. Avec cette méthode, on obtient les déformations d'un corps dans un environnement dynamique. Néanmoins, peu d'études utilisent cette méthode pour le corps humain. Dans le domaine de la modélisation multicorps flexible, seules des études quantifiant la déformation osseuse du membre inférieur ont été relevées [8], mais aucune ne s'intéresse à l'ajout d'un implant comme le démontrera la revue de la littérature.

À long terme, la motivation de ce projet est de réduire le taux de complications des implants utilisés pour les fractures du membre inférieur. Pour y arriver, un raffinement des méthodes d'installation est envisagé pour augmenter la durabilité de ces implants, tout en intégrant les principes biomécaniques de la guérison osseuse. Ce raffinement doit premièrement s'appuyer sur une modélisation adéquate de l'assemblage os-implant.

Dans cette optique, le Chapitre 2 présente une revue de la littérature afin de montrer l'originalité des travaux et d'identifier les problématiques actuelles. Suite à cette revue, le rationnel du projet est élaboré dans le Chapitre 3, où les objectifs spécifiques sont ciblés pour répondre à la question de recherche établie. Le Chapitre 4 présente ensuite les deux méthodes utilisées dans ce projet, soit une méthode d'analyse de défaillance et une modélisation dynamique multicorps flexible. Les résultats associés à l'analyse de défaillance sont présentés dans l'article 1 (Chapitre 5), où un cas type de bris d'implant est étudié. Pour les résultats de la modélisation dynamique multicorps flexible, l'article 2 (Chapitre 6) démontre l'avantage d'utiliser cette méthode pour l'analyse numérique d'un implant du membre inférieur. De cette modélisation, des résultats complémentaires sur l'étude d'un paramètre d'installation sont présentés dans le Chapitre 7.

Finalement, une discussion générale et une conclusion terminent ce mémoire dans les Chapitres 8 et 9, respectivement.

CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE

Cette revue décrit les travaux de recherche sur les implants orthopédiques fémoraux qui servent à stabiliser une fracture. La section 2.1 explique tout d'abord les concepts associés aux fractures osseuses du fémur. Par la suite, les caractéristiques et le fonctionnement des implants sont présentés dans la section 2.2. La dernière section, 2.3, effectue une revue des techniques de modélisation utilisées en biomécanique pour étudier le comportement de ces implants fémoraux.

2.1 Fracture osseuse du fémur

Les membres inférieurs sont nécessaires à la marche et aux mouvements essentiels du quotidien, comme se lever, monter des escaliers, etc. Ils peuvent cependant se fracturer, ce qui encombre la mobilité des individus. Dans ce cas, l'aide d'une personne est souvent requise. Pour reprendre sa qualité de vie, il est important de se rapprocher de l'état physique initial le plus tôt possible. Avant d'étudier précisément les dispositifs orthopédiques fémoraux, l'anatomie fonctionnelle du membre inférieur et les types de fractures fémorales sont présentés.

2.1.1 Anatomie fonctionnelle du membre inférieur

Les principaux segments osseux qui composent le membre inférieur sont le bassin, le fémur, le tibia et le pied, représentés sur la Figure 2.1a. Ces corps sont reliés entre eux par 3 articulations: la hanche, le genou et la cheville. La biomécanique de ces articulations est complexe et la modélisation détaillée de celles-ci peut être un projet à part entière. Par exemple, les travaux d'Argatov [9] se sont concentrés sur la modélisation spécifique de l'articulation du genou pour mieux étudier le contact tibio-fémoral. Pour simplifier, lorsqu'on s'intéresse au mouvement global du membre inférieur, les articulations sont souvent modélisées par un joint sphérique. Les rotations de ces articulations ont des termes spécifiques et la Figure 2.1b les présente : la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe. Les rotations de la hanche définissent l'orientation du fémur par rapport au bassin et les rotations du genou définissent l'orientation du tibia par rapport au fémur.

Les termes distal, proximal, médial et latéral sont aussi utilisés pour se positionner sur le fémur, par exemple pour identifier la position de la fracture. Ces termes sont présentés sur la Figure 2.1a.

De plus, le système de référence anatomique standard se retrouve à l'Annexe A, où les plans sagittal, frontal et transverse y sont identifiés.

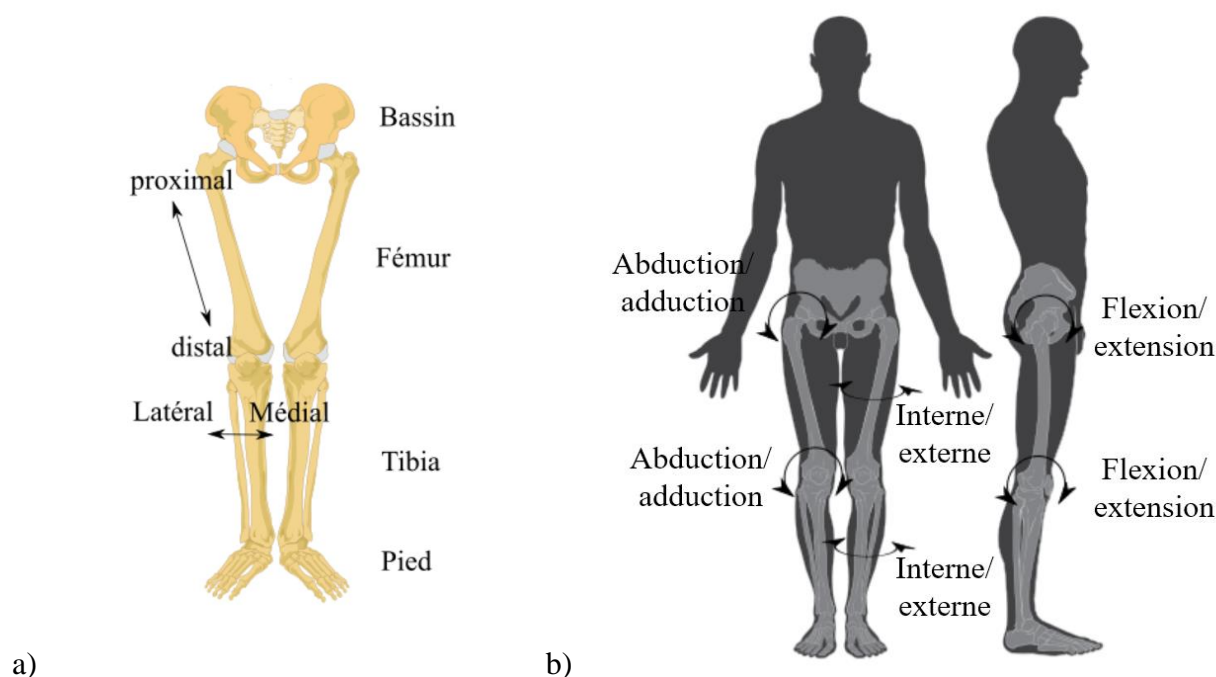


Figure 2.1 : (a) Principaux segments osseux du membre inférieur et (b) description des trois rotations du genou et de la hanche (image adaptée de [10]).

2.1.2 Types de fracture fémorale et guérison de l'os

En orthopédie, les chirurgiens se réfèrent souvent aux guides donnés par la « Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen » (AO) [2], qui est une association médicale se spécialisant dans l'amélioration des traitements pour les blessures musculosquelettiques. Selon cette association, les fractures fémorales sont classées en trois catégories : les fractures proximales, les fractures de la diaphyse et les fractures distales, qui sont présentées sur la Figure 2.2. Dans le cas des fractures distales, on retrouve les fractures extra-articulaires (Figure 2.2d) et intra-articulaires (Figure 2.2e).

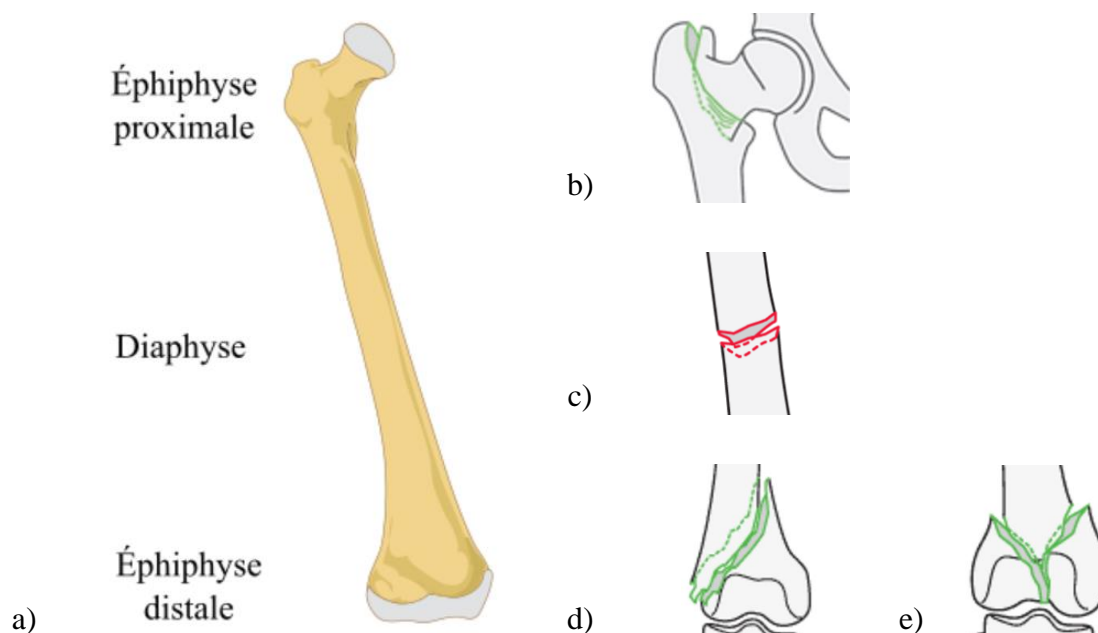


Figure 2.2 : (a) Identification des sections de l'os pour positionner (b) les fractures proximales, (c) les fractures de la diaphyse, (d) les fractures distales extra-articulaires et (e) intra-articulaires (images tirées de [2]).

Suite à ces fractures, il existe deux types de processus de guérison de l'os : la guérison primaire et la guérison secondaire [11]. Ces deux types ne sont pas successifs et dépendent du dispositif médical utilisé pour stabiliser la fracture. La guérison primaire se produit lorsque le dispositif engendre un contact ferme entre les deux fragments osseux. Dans cette situation, aucun déplacement n'est possible entre les fragments et la vascularisation de la zone fracturée se fait difficilement. Pour la guérison secondaire, un cal osseux se forme au pourtour de la fracture pour augmenter la vascularisation. L'épaississement de l'os, représenté sur la Figure 2.3, stabilise aussi les fragments osseux entre eux. Ce processus engendre une guérison plus rapide et plus solide qui s'effectue en trois phases : 1. inflammation, 2. réparation et 3. remodelage [11].

Le temps associé à ces phases de guérison dépend de la sévérité et du type de la fracture, ainsi que de l'âge du patient. Les durées approximatives sont présentées dans le Tableau 2.1. Pour ce qui est de la mobilité du patient durant ces phases, celle-ci correspond à la mise en charge de la jambe et débute partiellement pendant la phase de réparation. De façon plus précise, l'association

AO suggère d'attendre, au minimum, 6 semaines avant une mise en charge partielle de la jambe pour finalement mener à une mise en charge complète entre 16 et 20 semaines [2].

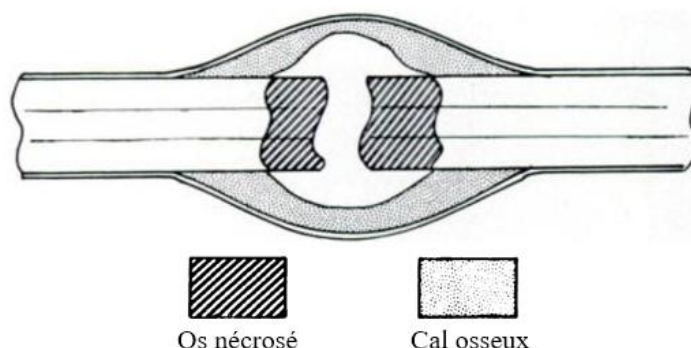


Figure 2.3 : Illustration d'un cal osseux (image adaptée de [11]).

Pendant la guérison secondaire, l'os doit être mécaniquement sollicité pour induire la déformation des tissus du cal osseux. Ces déformations doivent se trouver au-dessus d'un seuil d'incitation et au-dessous d'un seuil de tolérance pour que la guérison soit rapide et solide. Il faut donc trouver l'équilibre entre la flexibilité et la rigidité du système utilisé pour stabiliser la fracture, tout en respectant ces deux seuils.

Perren et al. [12] ont expliqué ces concepts d'incitation et de tolérance, mais aucune valeur n'a été retrouvée pour l'incitation. Cependant, ces derniers se basent sur les travaux de Yamada et al. [13] pour établir les tolérances de 1,5% à 100% et le module de Young de 0 à 17 GPa pour les tissus biologiques correspondants à la phase d'inflammation, de réparation et de remodelage. Ces propriétés sont présentées dans le Tableau 2.1. On remarque que les tissus sont très tolérants à la déformation au début du processus de guérison, mais que plus la guérison progresse, moins ils le sont.

Expérimentalement, Claes et al. [14] ont étudié l'effet de la déformation du cal osseux sur le processus de guérison. Ils ont contrôlé le déplacement relatif entre les deux fragments osseux d'une fracture de patte de mouton. Grâce à un dispositif mécanique, les déplacements ont été limités à 0.2 mm pour un premier groupe étudié et à 1 mm pour un second groupe. Par une technique histologique, ils ont observé une moins grande formation de cellules osseuses dans le groupe soumis à une plus grande déformation pendant la même période de temps. Cela confirmerait le concept de tolérance à la déformation et l'importance accordée au bon contrôle de la stabilité de la fracture.

Tableau 2.1 : Propriétés mécaniques des fractures osseuses en fonction de la phase de guérison.

Phase de guérison	Durée [11]	Mobilité [11]	Module de Young (GPa) [12]	Seuil de tolérance à la déformation [12]
Inflammation	1 à 7 jours	Nulle	0	100%
Réparation	1 à 52 semaines	Nulle à partielle	1 à 15	1,5 à 10%
Remodelage	Près d'une année	Complète	17	1,5%

2.1.3 Ostéosynthèse d'une fracture distale extra-articulaire

L'ostéosynthèse est le procédé chirurgical pour traiter les fractures osseuses. La section précédente a démontré l'importance d'avoir un bon contrôle de la stabilité et celui-ci débute par la sélection adéquate du dispositif de fixation. Pour traiter une fracture distale extra-articulaire (principalement étudiée dans ce projet), il existe sur le marché plusieurs dispositifs. Ils sont séparés en deux grandes familles, soit les dispositifs externes et internes. Les dispositifs externes sont les plâtres (Figure 2.4a) et les systèmes articulés (Figure 2.4b). Les dispositifs internes sont les clous intra-médullaires (Figure 2.4c) et les plaques (Figure 2.4d). En général, le clou est priorisé dans des situations où l'on observe une fracture franche de la diaphyse, alors que les plaques s'adaptent à des fractures plus complexes près des articulations.

Le choix du dispositif est défini en fonction de la complexité du traumatisme. Pour une fracture simple, un plâtre orthopédique est utilisé, mais en présence de fractures complexes, une intervention chirurgicale est requise pour installer un implant sur l'os. Cet implant permet de repositionner les fragments osseux entre eux et de réduire la mise en charge de la zone fracturée.

Dans ce projet de maîtrise, la première étape est une étude de cas sur le bris d'une plaque qui a été installée sur une fracture distale extra-articulaire. C'est pourquoi les notions se concentrent sur ce type de fracture et que seulement les plaques sont décrites.

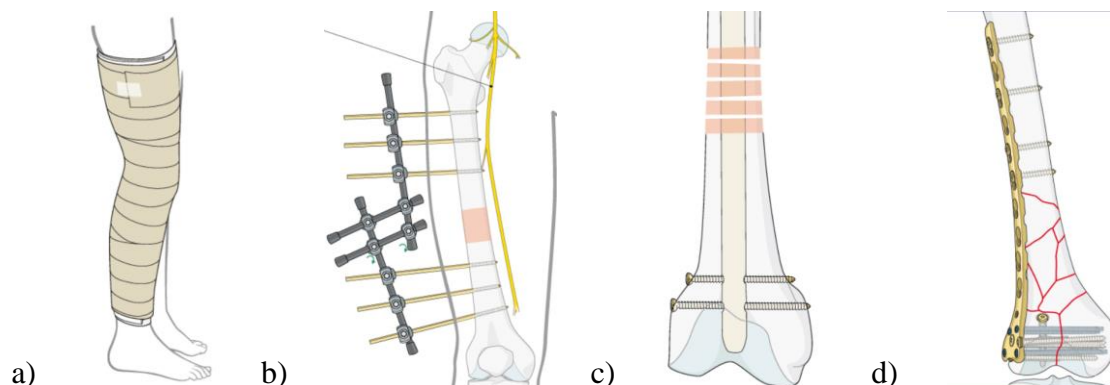


Figure 2.4 : Principaux dispositifs utilisés pendant la guérison de l'os : (a) le plâtre, (b) les systèmes articulés, (c) les clous intra-médullaires et (d) les plaques (images tirées de [2]).

Les plaques métalliques utilisées pour l'ostéosynthèse ont évolué dans le dernier siècle. L'étude de Uhthoff et al. [15], intitulé « *Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments* », résume cette évolution. L'historique présenté ci-dessous s'y réfère et la majorité des références y sont prélevées.

Historiquement, les premières plaques utilisées pour l'ostéosynthèse étaient fabriquées en acier et ont rapidement montré des problèmes de corrosions [16]. Vers 1950, Danis et al. [17] ont proposé un mécanisme ajouté à la plaque qui permettait, grâce à un boulon, d'appliquer une force longitudinale sur la fracture. Cette pression provoquait une guérison primaire de l'os. En 1965, les travaux de Muller et al. [18] ont mené au développement d'un dispositif pour rapprocher davantage les deux fragments osseux, représenté sur la Figure 2.5. À cette époque, on évitait la formation du cal osseux qui n'était pas réputé bénéfique.

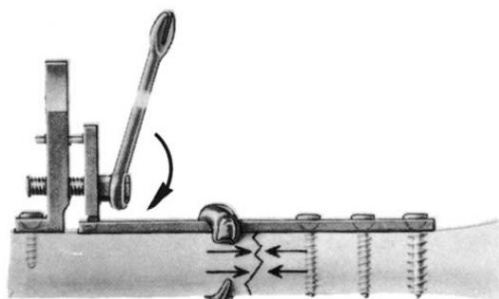


Figure 2.5 : Dispositif développé par les travaux de Muller [18] qui provoque la guérison primaire de l'os par la compression de la fracture (image tirée de [15]).

Dans les années 70, afin d'éviter l'utilisation du dispositif de Muller, la plaque dynamique de compression (PDC) a été inventée avec des trous ovales permettant le contrôle de la compression sur l'os [19]. Néanmoins, il a été remarqué que le contact ferme entre l'os et la plaque provoquait un affaiblissement de l'os. À ce sujet, les études de Perren et Gautier [20] ont mené au développement des plaques dynamiques de compression à faible contact (PDC-FC).

C'est finalement au 21^e siècle que les plaques de compression à verrouillage (PCV) ont été développées dans le but d'avoir un meilleur contrôle de l'installation qui caractérise la stabilité de la fracture [21]. Ce dispositif de fixation interne est de plus en plus utilisé puisqu'ils s'adaptent davantage aux différents types de fractures rencontrés. Il permet aussi d'intégrer le processus de guérison secondaire. La PCV est plus particulièrement présentée dans la prochaine section.

2.2 Plaque de compression à verrouillage (PCV)

Sur le marché, il existe plusieurs versions différentes de la PCV, présentées sur la Figure 2.6. Elles ont toutes des trous filetés qui permettent le verrouillage, mais la géométrie peut légèrement varier. Ce verrouillage est permis par l'entremise de vis à tête filetée qui s'insèrent dans les trous filetés de la PCV. On peut donc éviter d'utiliser des vis de compression standards qui peuvent endommager l'os. La section suivante présente les dimensions et la géométrie de la PCV provenant de la compagnie *Synthes* (West Chester, États-Unis) [22]. Les principes d'installation générale d'une PCV sont aussi expliqués pour cibler les difficultés et les défaillances potentielles associées à cet implant.

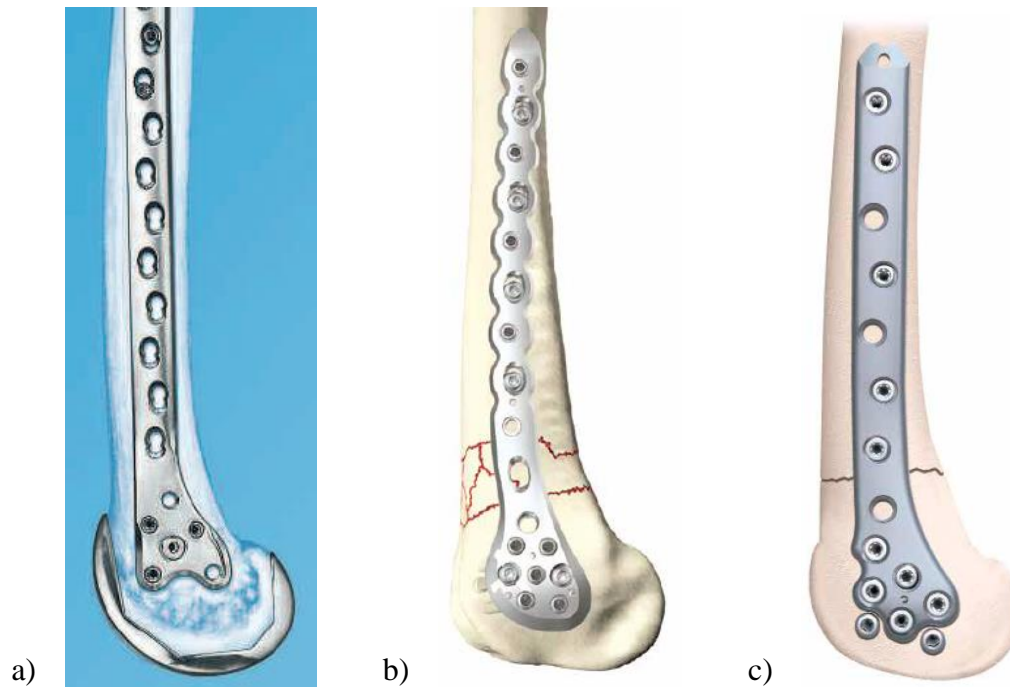


Figure 2.6 : Exemples de plaque de compression à verrouillage pour le fémur selon 3 compagnies différentes : (a) *Synthes*, (b) *Stryker* et (c) *Smith & Nephew*. (images tirées de [22], [23] and [24], respectivement).

2.2.1 Dimensions et géométrie de la PCV

La PCV adopte la forme de l'os. On retrouve plusieurs longueurs, variant de 170 mm à 450 mm, pour s'adapter à chaque morphologie. Les plaques plus courtes sont linéaires, alors que les plus longues adoptent la courbe normale d'un fémur humain, tel que montré sur la Figure 2.7. La PCV est fabriquée en acier inoxydable ou en titane, typiquement utilisés dans le domaine orthopédique [25]. De plus, ses formes arrondies limitent le contact avec l'os. Cette caractéristique engendre un environnement propice pour la formation d'un cal osseux qui assure une bonne vascularisation de la fracture.

En termes d'installation, la partie distale de la plaque est plus large pour se fixer à la l'épiphyse distale du fémur. Dans cette partie, on retrouve des trous cylindriques filetés pour recevoir des vis de verrouillage. Selon la longueur de la plaque, on peut avoir de 6 à 22 trous pour fixer la partie proximale sur la diaphyse de l'os. Ce sont ces trous spéciaux qui forment la principale caractéristique de la PCV. Ils peuvent accommoder deux types de vis : les vis de verrouillage

(Figure 2.8a) et les vis de compression (Figure 2.8b). Afin de recevoir ces deux types de vis, la moitié du trou est conique pour engendrer la compression sur l'os, alors que l'autre moitié est filetée pour permettre le verrouillage. Ces trous, représentés sur la Figure 2.8c, procurent aux chirurgiens le choix entre trois techniques d'installation, expliquées dans la prochaine section.

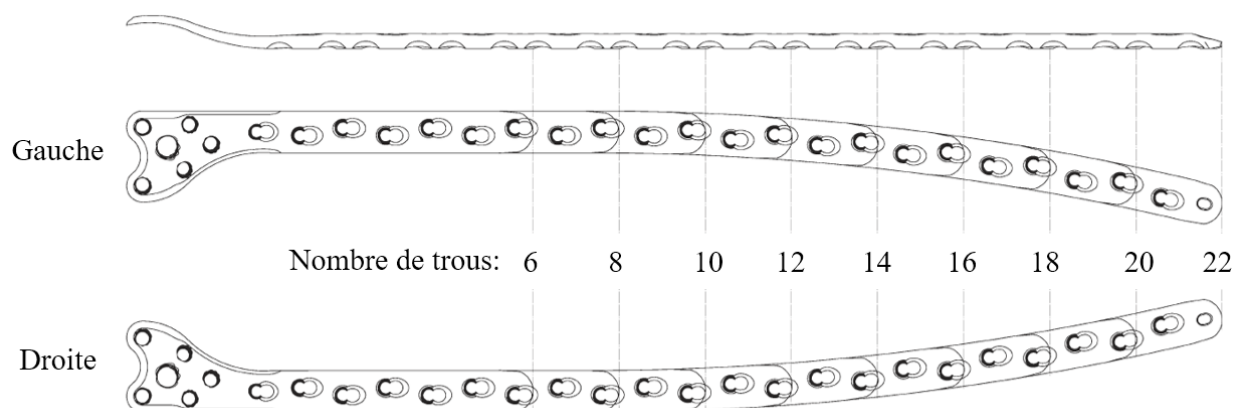


Figure 2.7 : Plaque de compression à verrouillage provenant de la fiche technique de *Synthes* et représentant les caractéristiques géométriques : forme, longueur et courbure (image adaptée de [22]).

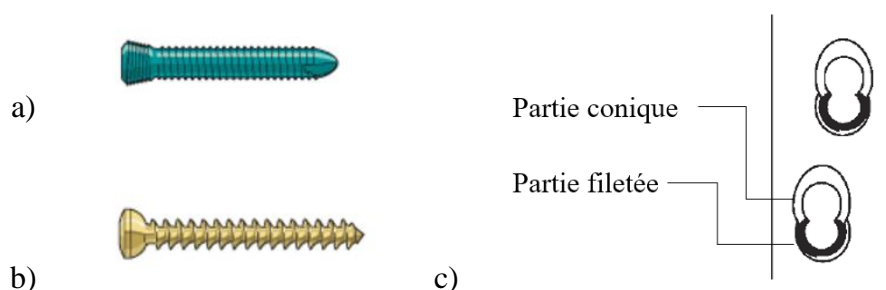


Figure 2.8 : (a) Géométrie des vis de verrouillage, (b) des vis de compression et (c) des trous en forme de 8 (images tirées et adaptées de [2]).

2.2.2 Techniques d'installation

La PCV peut s'installer de trois façons différentes : 1. par la technique conventionnelle de compression, 2. par la technique de pontage et 3. par la technique hybride. La technique d'installation est choisie par les chirurgiens en fonction de leurs connaissances et leurs

expériences. L'article de Wagner [21] détaille les principes biomécaniques se rattachant à chacune de ces techniques.

Technique conventionnelle de compression

Cette technique se base sur les principes établis dans les années 50 où la compression est priorisée. On applique en premier lieu une force de contact entre l'os et la plaque. On crée ensuite une force axiale de compression sur le fémur, soit avec un dispositif ou soit en tirant avantage de la forme conique des trous. La Figure 2.9 présente le deuxième cas, où on utilise la forme conique des trous pour induire le déplacement axial. Cette technique induit normalement une guérison primaire de l'os.

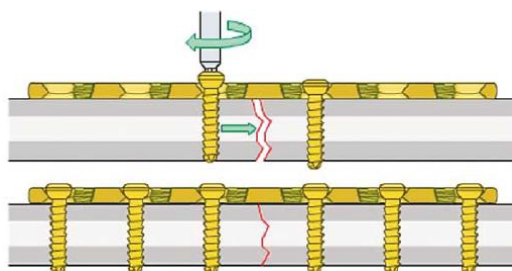


Figure 2.9 : Installation utilisant la technique conventionnelle de compression (images tirées de [21]).

Technique de pontage

Cette technique est favorisée lorsqu'il y a plusieurs fragments osseux au site de la fracture. Dans ce contexte, il est difficile de garder l'alignement de ces fragments en appliquant une compression. Le principe de pontage permet de laisser un faible espace entre l'os et la plaque, représenté sur la Figure 2.10, ce qui aide la formation du cal osseux provoquant ainsi une guérison secondaire. Ce système est caractérisé par une stabilité partielle, en comparaison avec une stabilité complète pour la technique conventionnelle. L'installation est donc plus flexible pour générer les déformations requises sur le cal osseux. Pour respecter les tolérances fixées dans la section 2.1.2, les chirurgiens contrôlent cette flexibilité, entre autres, avec la position des vis. La prochaine section traite de ce principe.

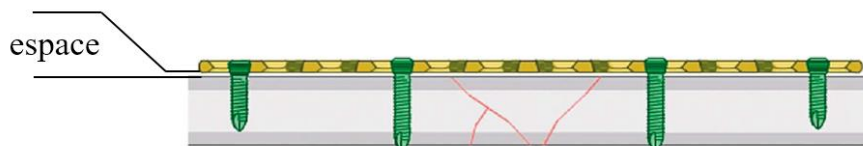


Figure 2.10 : Installation utilisant la technique de pontage (images tirées de [21]).

Technique hybride

Cette dernière technique est un mélange des deux premières. Elle est peu utilisée, mais s'applique lorsque l'os est fracturé à deux endroits distincts. Par exemple, l'os peut être fracturé au milieu de la diaphyse et aussi, au niveau de l'épiphyse. Les chirurgiens peuvent décider d'appliquer une compression sur la fracture de l'épiphyse tout en laissant plus flexible la partie de la diaphyse.

2.2.3 Paramètres guidant la technique de pontage

Dans la littérature, des paramètres d'installation sont définis et encadrés afin de diriger les chirurgiens dans la préparation de leurs chirurgies. Ces paramètres s'appliquent autant aux vis qu'à la plaque. L'étude de Gautier et Sommer [26] est souvent citée à ce propos. Le Tableau 2.2 présente les principaux paramètres pertinents pour la technique de pontage.

Tableau 2.2 : Description des principaux paramètres guidant la technique de pontage.

Paramètres	Description	Symbole	Unité
Densité des vis	Nombre de vis par rapport au nombre de trous	aucun	aucune
Distance effective	Distance entre la première vis et la fracture	d_e	mm
Espacement	Distance entre l'os et la plaque à l'extrémité proximale	e	mm
Longueur de plaque	Distance entre les extrémités de la plaque	L_p	mm

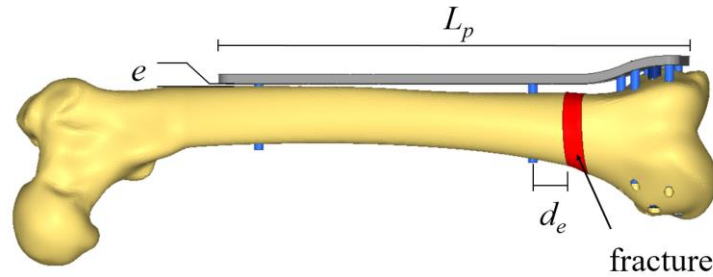


Figure 2.11 : Identification des principaux paramètres guidant la technique de pontage.

Un autre paramètre est le nombre de vis minimal qui ne se trouve pas dans le tableau, mais qui est lié à la densité des vis. D'un point de vue théorique, il est établi que deux vis par fragment osseux sont nécessaires afin d'assurer l'alignement des fragments entre eux. Cependant, par précaution, Gautier et al. [26] conseillent de mettre un nombre minimum de trois vis par fragment dans le cas où une vis se briserait. Cronier et al. [3] vont dans la même direction en ajoutant qu'une vis supplémentaire augmente la rigidité en torsion. De leur côté, Gautier et al. [26] proposent une densité de vis maximale. Selon eux, au-delà d'une densité de 0,5, ce qui représente 50% des trous occupés par des vis, le système est trop rigide et empêche la guérison secondaire. De plus, lorsqu'on dépasse ce seuil, on crée des trous supplémentaires dans l'os ce qui provoque une installation invasive.

Pour ce qui est de la distance effective, d_e , Stoffel et al. [27] ont étudié ce paramètre de manière expérimentale et numérique. Ils ont comparé trois distances effectives différentes en utilisant les trois modèles de plaque illustrés sur la Figure 2.12. Ils ont observé que plus cette distance augmente, plus la rigidité axiale du système diminue. Les résultats numériques vont dans la même direction puisque la contrainte dans la plaque diminue lorsque la distance effective augmente. Basé sur ces résultats, ils concluent que d'augmenter la distance effective améliore la tenue en fatigue de la plaque, car cela diminue la contrainte maximale vue par celle-ci.

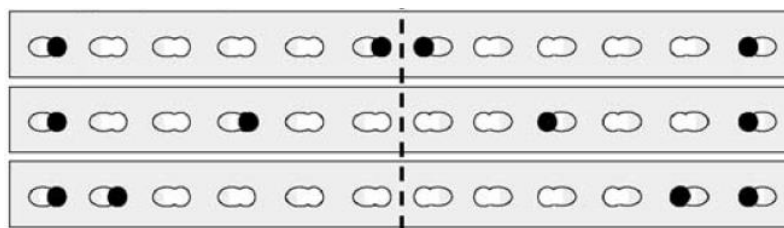


Figure 2.12 : Illustration des trois modèles étudiés par Stoffel [27] pour observer l'effet de la distance effective sur la rigidité de l'assemblage os-implant (image tirée de [27]).

De leur côté, Ahmad et al. [28] ont étudié expérimentalement l'impact du paramètre d'espacement, e , sur le comportement d'un assemblage os-PCV. Ils ont fait des tests de résistance en compression en variant e de 0 à 5 mm. Ils ont remarqué que cette résistance chutait drastiquement de 50% lorsque e était à 5 mm. Ils suggèrent donc de ne pas dépasser 2 mm d'espacement pour avoir un montage solide en compression. Ils insistent aussi sur le point que l'espacement est nécessaire pour bien vasculariser la zone fracturée.

Finalement, un point majeur de l'installation de la PCV est la longueur de la plaque, L_p . Initialement, les chirurgiens priorisaient une plaque plus courte afin d'éviter les longues incisions de la peau et les longues dissections des tissus musculaires. Cependant, les nouvelles techniques chirurgicales sont maintenant moins invasives et c'est pourquoi Gautier et al. [26] ont conseillé de prioriser une plaque plus longue pour diminuer l'effort dans la plaque et ainsi éviter les bris en fatigue associés à un chargement cyclique. Leurs explications ne se basent sur aucune valeur numérique, mais sur des notions mécaniques générales.

2.2.4 Complications observées en clinique

Cette section présente des études cliniques sur la PCV pour relever le taux de complications observé ainsi que les types de complications relevés. Le taux de complications est calculé en faisant le rapport entre le nombre de complications observées et le nombre total de fractures traitées avec une PCV.

Une première étude clinique a été publiée par Sommer et al. [29]. Cette étude est basée sur 144 patients, totalisant 169 fractures, dont 101 du membre inférieur. Elle présente le plus gros échantillon recensé, ce qui donne un portrait global de la situation malgré le fait que le membre supérieur est inclus dans l'étude. Un suivi a été fait sur 130 fractures et 27 complications ont été observées, soit un taux de complications d'environ 20%. Cependant, il n'a pas été possible de trouver la portion associée au membre inférieur. Selon les chercheurs, les complications ne proviennent pas directement du dispositif, mais plutôt d'une mauvaise installation de celui-ci.

En se penchant plus spécifiquement sur le membre inférieur, Hasenboehler et al. [30] ont fait une étude rétrospective sur 32 patients ayant eu une fracture du tibia et qui ont été traités avec une PCV. Seulement deux cas ont requis une seconde intervention en raison d'une mauvaise guérison de l'os. Une troisième complication a été observée où la défaillance de l'implant s'est produite

puisque le patient a débuté trop tôt sa mise en charge. La PCV s'est alors déformée plastiquement sous une charge en flexion. On obtient, dans cette étude, un taux de complications d'environ 9%.

L'équipe de Kolb [31] a, quant à elle, étudiée une cohorte de 41 patients. Ces derniers ont tous eu une fracture fémorale distale. Ils ont tous été traités avec une plaque et six complications biologiques ont été observées dû à une mauvaise guérison de l'os et à de l'infection. Ils ont constaté un taux de complications d'environ 15%.

L'étude de Vallier et al. [32] s'intéresse aussi aux fractures fémorales distales. Un taux de complications de 13% sur une étude de 46 patients a été observé. Tous les cas problématiques ont eu recours à une seconde intervention chirurgicale puisque les fragments osseux étaient désalignés. Le bris de la plaque a été constaté pour trois de ces cas. Sans donner de précision sur la méthode d'analyse utilisée, ils ont affirmé que la fatigue serait le mécanisme de rupture des plaques. Contrairement aux autres études, ils ont suggéré deux améliorations pour la conception de l'implant: 1. augmenter la largeur et l'épaisseur de la plaque et 2. enlever le trou où ils observent la majeure partie des bris. Ce trou est le premier trou en forme de 8 à partir de la partie distale de la plaque.

Une étude de cas de Sommer [4] recense quatre cas où l'implant s'est brisé ou s'est relâché. Dans tous les cas, les raisons ne sont pas attribuées au mauvais fonctionnement de la plaque, mais plutôt à des erreurs techniques des chirurgiens lors de l'installation. Il est mentionné que les principes biomécaniques derrière ce dispositif doivent être étudiés davantage.

En résumé, on observe un taux de complication entre 9% et 20%; les principaux types de complications relevés dans ces études sont présentés dans le Tableau 2.3. Dans la majeure partie des études, le mauvais fonctionnement de la plaque est attribué à des erreurs techniques d'installation. Cependant, même si les complications sont bien documentées, les causes de défaillances ne sont pas précisément identifiées. C'est pourquoi la prochaine section présente les analyses de défaillance d'une PCV qui ont été relevées dans la littérature.

Tableau 2.3 : Principaux types de complications observées pour la plaque de compression à verrouillage dans les études cliniques relevées.

Complications sur le dispositif	Complications biologiques
<ul style="list-style-type: none"> • Relâchement des vis dans l'os • Bris des vis • Déformation plastique de la plaque • Bris de la plaque 	<ul style="list-style-type: none"> • Mauvaise guérison de l'os • Seconde fracture de l'os • Infection • Douleur

2.2.5 Causes des défaillances des plaques de compression à verrouillage

La section suivante présente des analyses de défaillance spécifiques aux PCVs afin de constater les types de mécanismes de rupture. Les causes potentielles des défaillances sont aussi relevées.

Une première étude effectuée par Triantafyllidis et al. [33] étudie une PCV installée pour une fracture de la diaphyse du fémur. La plaque s'est brisée perpendiculairement à son axe longitudinal, au niveau d'un trou. Le bris s'est produit environ 6 mois après l'installation. Des observations macroscopiques et microscopiques ont permis de conclure que la défaillance a eu lieu par fatigue. La fissure s'est propagée sur environ 50% de la surface portante. Selon eux, ce type de rupture par fatigue est principalement dû à une mise en charge du patient qui s'est faite trop rapidement dans le processus de convalescence.

Une deuxième étude sur le bris en fatigue de la PCV a été menée par Thapa et al. [34]. Les observations visuelles démontrent qu'une fissure s'est amorcée de l'intérieur d'un trou. Ce trou était situé au milieu de la plaque sans mentionner le positionnement par rapport à la fracture de l'os. Selon eux, la corrosion provenant du liquide biologique a provoqué l'amorçage d'une fissure qui s'est propagé par le chargement cyclique de la marche. Des stries de fatigue ont été observées sur 30% de la surface portante.

Kanchanomai et al. [35] ont analysé expérimentalement la tenue en fatigue des PCVs. Un premier banc d'essai en compression a permis d'obtenir la déformation maximale dans la PCV engendrée par la marche d'une personne, soit 600 N dans leur étude. Les essais en fatigue ont ensuite été menés sur un banc d'essai en flexion. Le chargement appliqué répliquait la déformation maximale obtenue sur le banc d'essais en compression. En moyenne, 42 000 cycles

ont été effectués avant de constater le bris de la PCV. Selon eux, ce nombre de cycles correspondrait à environ 8 jours de marche, pour un patient qui se déplace à raison de 3h par jour et considérant 2 secondes pour un cycle de marche. Par contre, dans cette étude, le processus de guérison de l'os n'est pas considéré et le plan de fracture est littéralement scié. La mise en charge complète de la jambe serait donc débutée avant même que l'os ait commencé à guérir. Dans une convalescence supervisée par un chirurgien, il y a un protocole précis pour réintégrer progressivement la marche, présenté à la section 2.1.2.

En supplément à ces trois études, le bris par fatigue est aussi identifié cliniquement par Vallier et al. [32]. Aksakal et al. [36] ont aussi répertorié 4 bris en fatigue de divers implants fémoraux par des observations au microscope électronique à balayage. Ils précisent que le milieu corrosif du corps humain joue un rôle dans l'initiation de la fissure. De plus, ces bris par fatigue seraient reliés à une mauvaise guérison de l'os qui induit une contrainte élevée dans l'implant sur une plus longue période. Ce principe est aussi relevé et identifié comme une cause principale de fatigue par James et al. [37]. Ceci explique encore une fois l'importance de bien contrôler l'installation de la PCV afin de mener une guérison rapide et solide de l'os, tout en ne surchargeant pas l'implant.

On constate que la fatigue est souvent la cause de défaillance d'une PCV. La mauvaise installation d'une PCV jumelée à un chargement cyclique engendre donc la propagation d'une fissure qui se s'amorce souvent dans un trou de la PCV. La section suivante traite davantage de ce chargement en énumérant les études numériques utilisées pour analyser les contraintes dans un implant du membre inférieur.

2.3 Méthodes numériques appliquées à l'étude du comportement des implants sur le membre inférieur

Plusieurs techniques de modélisation sont utilisées dans le domaine biomédical pour orienter la conception des implants. En biomécanique, les deux méthodes couramment utilisées sont la modélisation par éléments finis (section 2.3.1) et la modélisation dynamique multicorps rigide (section 2.3.2). Elles ont chacune leurs avantages dans différents contextes. Les prochaines sous-sections répertorient les articles qui utilisent ces méthodes afin d'étudier le comportement

mécanique des implants installés au membre inférieur. De plus, certaines études font la combinaison de ces deux types de modélisation, telles que présentées dans la section 2.3.3.

2.3.1 Modélisation par éléments finis des implants du membre inférieur

La modélisation par éléments finis est souvent utilisée pour valider les conclusions tirées d'essais expérimentaux en laboratoire [27]. Elle permet d'approfondir les résultats en analysant la distribution complète des contraintes et des déformations dans le matériau. Cette modélisation est aussi utilisée pour étudier les bris d'implants et mieux expliquer les causes de leur défaillance. Les études, portant sur les implants du membre inférieur, sont répertoriées dans cette section en les regroupant selon trois catégories, tel que défini et illustré aux sous-sections suivantes: 1. « statique », 2. « statique améliorée », et 3. « quasi-statique ». Ces catégories sont définies principalement par le type de chargement appliqué au modèle os-implant.

Modélisation statique

La modélisation statique définit le chargement du modèle os-implant en fonction de la masse du patient. La force générée par cette masse est appliquée sur le modèle selon l'axe mécanique de l'os afin de créer une compression. Cette modélisation considère donc un instant où le patient se tient sur une seule jambe, en n'intégrant aucun mouvement. Les quatre études suivantes utilisent cette modélisation statique.

Anitha et al. [38] ont développé un modèle par éléments finis du fémur et d'une PCV afin d'étudier deux paramètres. Le premier est la distance laissée entre les deux fragments osseux pendant la guérison, soit entre 10 et 60 mm. Le second est une modification proposée à la plaque où les trous dans la région de la fracture sont retirés afin d'éviter les concentrations de contraintes. Une charge axiale de 800 N est appliquée sur la tête fémorale qui simule une personne de 80 kg s'appuyant sur une seule jambe. Ils observent que la contrainte augmente de 34 MPa à 105 MPa lorsque la distance entre les deux fragments osseux varie de 10 à 60 mm. Cependant, pour la plaque modifiée, la contrainte maximale est de 20 MPa et elle n'est pas influencée par cette distance.

Chen et al. [6] ont étudié le comportement mécanique d'une plaque lorsqu'une allogreffe osseuse est ajoutée dans la zone fracturée afin de vérifier si celle-ci aide la guérison de l'os. Cette allogreffe, ayant un module de Young de 12 GPa, ajoute de la rigidité à la fracture et limite la

déformation. Ils appliquent un chargement de 500 N, représentant le poids du patient, ainsi qu'un moment en torsion de 6 Nm associé à la marche. Ils observent une contrainte Von Mises de 337 MPa dans la plaque et une diminution de 43% lors de l'ajout d'une allogreffe. Selon leurs résultats sur la déformation de la fracture, l'ajout d'un allogreffe est à prioriser, surtout en présence d'ostéoporose où la rigidité de l'assemblage est faible.

Wang et al. [39] ont analysé deux types d'implants (en titane et en acier inoxydable) utilisés pour l'ostéosynthèse de fractures fémorales proximales. Ce type de fracture se produit parfois après l'installation d'une prothèse totale de hanche et il est souvent difficile de trouver l'implant approprié pour cette situation. Dans cette étude, la charge appliquée provient directement de l'étude précédente, soit celle de Chen et al. [6], sans même expliquer le lien entre ces deux études. Ils affirment finalement que les conclusions ne sont pas directement liées au matériau puisque la plaque en acier permet d'insérer les vis en angle provoquant une meilleure stabilité de la fracture. C'est pourquoi une contrainte de 63 MPa est observée avec une plaque en acier en comparaison à 145 MPa pour la plaque en titane.

Rankovic et al. [40] ont comparé le comportement mécanique de la plaque avec celle du clou intra-médullaire par l'entremise des éléments finis. Dans leur cas, la fracture du fémur se situe au milieu de la diaphyse. Le même type de chargement est appliqué, soit 700 N pour un patient de 70 kg, en spécifiant qu'ils étudient la phase critique d'un cycle de marche lorsque la personne se tient sur une jambe. Ils observent que le clou est sollicité davantage à ces extrémités en comparaison avec la plaque qui est chargée principalement au milieu, où la fracture se situe. Ils concluent qu'un risque de défaillances est moins présent avec le clou puisqu'une contrainte maximale d'environ 30 MPa est observée au lieu de 80 MPa pour la plaque.

Modélisation statique améliorée

La modélisation statique améliorée est une variante de la précédente où la même méthode est employée (poids de la personne), sauf que la force est multipliée par un facteur pour considérer que la marche induit une force plus grande que l'appui sur une seule jambe. La force est orientée selon la même direction, soit l'axe mécanique de l'os. Les trois études suivantes utilisent cette modélisation statique améliorée.

Chen et al. [41] ont modélisé deux cas de défaillance de PCV observés en clinique pour des fractures de la diaphyse. Dans les deux cas, ils ont comparé l'installation réelle à une installation

fictive, où le nombre de vis est réduit de 50%. Le chargement est ensuite appliqué au niveau de la tête fémorale en direction de l'axe mécanique. Une valeur de 1717 N est utilisée, représentant 2,5 fois la force associée au poids du patient. Ce facteur correspond à la charge maximale sur le fémur pendant la marche, selon Bergmann et al. [42]. Une contrainte Von Mises de 600 MPa est observée dans la plaque ayant 12 vis et de 390 MPa pour celle ayant 6 vis. Selon ces deux valeurs, ils approximent finalement la durée de vie en fatigue sur la courbe de la contrainte en fonction du nombre de cycles (courbe *S-N*) et constatent une durée 100 fois plus grande pour la plaque ayant moins de vis.

Arnone et al. [5] ont développé une méthode d'optimisation afin d'étudier deux matériaux et trois épaisseurs de PCV qui maximise le facteur de sécurité associé à l'utilisation de la PCV. Ils étudient un acier inoxydable (316L) et un titane (Ti6Al4Nb) ayant des épaisseurs de 3,5, 4,5 et 5,5 mm. Leur modèle est constitué d'une PCV et d'un fémur ayant une fracture distale. Sur ce modèle, une force de 1100 N est appliquée, représentant, 2,5 fois le poids de la personne. Les résultats montrent que le titane avec une épaisseur de 5,5 mm est à prioriser puisque la contrainte calculée de 253 MPa engendre un facteur de sécurité de 3,52. En comparaison, une contrainte Von Mises de 157 MPa est observée avec l'acier inoxydable pour la même épaisseur, mais cette contrainte prédit un facteur de sécurité de seulement 1.85.

Macleod et al. [43] se sont intéressés à l'impact du choix de modélisation pour l'interface os-vis sur les déformations mesurées dans l'os. Trois interfaces différentes ont été modélisées entre l'os et la vis : 1. contact ferme, 2. glissement avec frottement, et 3. glissement avec frottement où le diamètre du trou dans l'os est diminué. Cette dernière méthode novatrice applique une précontrainte dans la vis selon une modélisation de l'expansion thermique. Ces trois méthodes sont appliquées à un assemblage tibia-implant. Dans les trois cas, une charge maximale de 1890 N est appliquée sur l'os, représentant 2,6 fois le poids de la personne. Les résultats montrent que la modélisation par contact ferme, qui est couramment utilisée, est un choix avantageux puisqu'elle est plus simple à modéliser et qu'elle engendre la même déformation globale de l'os. Cependant, les résultats montrent qu'au pourtour des ancrages des vis, les déformations locales sont différentes (26% entre la méthode 2 et 3). Ils en concluent donc que la modélisation avec contact ferme peut être utilisée si on s'intéresse au comportement global de l'assemblage os-implant, mais que lorsqu'on s'intéresse précisément au pourtour des trous de l'os, il est justifié de modéliser le frottement et l'expansion thermique.

Modélisation quasi-statique

La modélisation quasi-statique, qui est plus raffinée, définit l'amplitude et la direction du chargement en fonction de la sollicitation maximale observée au cours d'un cycle de marche. Par contre, le modèle généré ne considère pas les mouvements du corps humain puisqu'on s'intéresse à un instant donné, où les vitesses et les accélérations sont nulles. Les effets d'inertie ne sont donc pas intégrés. Les trois études suivantes utilisent cette modélisation quasi-statique.

Cegonino et al. [44] ont étudié deux types de plaques et un clou intra-médullaire pour justifier le dispositif le plus approprié pour une fracture distale extra-articulaire. La différence entre les deux plaques est géométrique puisque l'une d'entre elles est plus petite pour obtenir une chirurgie moins invasive. Ils appliquent trois chargements différents pour représenter trois périodes de cycle de marche: le moment de contact du pied avec le sol, le moment maximal en adduction et le moment maximal en abduction au niveau de la hanche. À chacune des périodes, la force résultante et son orientation sont considérées. Les résultats montrent que la stabilité de la fracture demeure constante pour les trois implants, mais que la plaque moins invasive engendre une contrainte plus élevée à environ 1000 MPa.

Wang et al. [45] ont comparé l'utilisation du clou intra-médullaire pour deux types de fractures différentes, soit une fracture du col du fémur et une fracture de la diaphyse du fémur. Deux conditions de chargement sont analysées pour représenter la phase de simple appui et l'action de monter les marches. Dans les deux cas, les forces tridimensionnelles sont considérées pour respecter les forces de contact au niveau de la hanche ainsi que les forces associées aux muscles pendant le mouvement. Selon les contraintes observées, l'action de monter les marches est plus sollicitant que la marche (environ 20%). De plus, une fracture du col du fémur induit une contrainte 50% plus faible dans le clou qu'une fracture de la diaphyse.

Nobari et al. [46] ont développé un algorithme d'optimisation pour trouver les dimensions (épaisseur, longueur et largeur) et la position optimale d'un implant qui minimisent la différence de sollicitations dans le fémur fracturé par rapport à un fémur sain. Le chargement appliqué sur le modèle représente la fin de la phase d'appui du cycle de marche, juste avant la propulsion du corps vers l'avant. Ils se basent donc sur les travaux de Kotzar et al. [47] pour définir les forces tridimensionnelles qui s'appliquent sur la tête fémorale, à cet instant. Ils n'établissent pas de

dimensions précises, mais suggèrent une plaque courte, épaisse et large qui doit être positionnée sur le côté antérolatérale du fémur afin de garder des sollicitations normales dans le fémur.

2.3.2 Modélisation dynamique multicorps rigide du membre inférieur

La modélisation dynamique multicorps rigide est essentiellement utilisée pour analyser la cinématique et la dynamique d'un système articulé. Le système est composé de corps rigides articulés par des joints. Chacun de ces joints est défini par ses degrés de liberté (DdLs) en translation et/ou en rotation qui sont définis par des coordonnées généralisées \mathbf{q} au cours du temps. L'équation générale du mouvement pour un système à n coordonnées généralisées [48], sous le formalisme récursif de Newton-Euler, est présentée dans l'équation 1 et celle-ci est valable pour un système sans boucle cinématique:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q}, \boldsymbol{\delta}) \cdot \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \boldsymbol{\delta}, \mathbf{F}_{ext}) = \mathbf{Q}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}), \quad (1)$$

où

- \mathbf{M} est la matrice généralisée des masses et des inerties [$n \times n$],
- \mathbf{C} est le vecteur des effets dynamiques et non linéaires contenant les valeurs des composantes gyroscopiques, centrifuges et gravitationnelles, incluant la contribution des charges externes \mathbf{F}_{ext} [$n \times 1$],
- \mathbf{q} est le vecteur des coordonnées généralisées [$n \times 1$],
- $\boldsymbol{\delta}$ est le vecteur des paramètres géométriques et inertiels [$10n \times 1$], et
- \mathbf{Q} est le vecteur des forces et des moments généralisés à chacun des joints [$n \times 1$].

Selon l'équation 1, trois principes sont établis pour isoler la variable recherchée dans un problème, soit la dynamique directe pour identifier \mathbf{q} , la dynamique inverse pour identifier \mathbf{Q} et l'identification dynamique pour identifier $\boldsymbol{\delta}$. Ces trois principes sont illustrés sur la Figure 2.13.

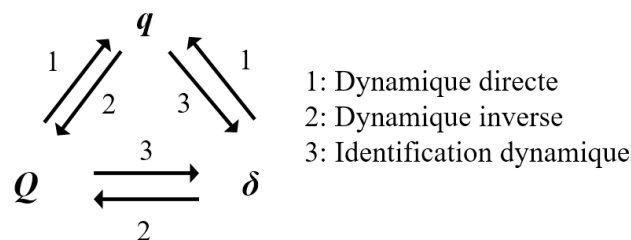


Figure 2.13 : Schéma des principes utilisés en modélisation dynamique multicorps.

D'un point de vue pratique, la modélisation dynamique multicorps rigide est régulièrement utilisée pour analyser la marche de sujets suivis en orthopédie, en réadaptation et en sport. Elle permet, par exemple, de quantifier les efforts (Q) à la cheville, au genou et à la hanche par processus de dynamique inverse, présenté ci-haut. Dans ces analyses, le modèle dynamique multicorps rigide de Davis [49] est couramment utilisé pour modéliser le corps humain. Les principaux systèmes d'analyse du mouvement sur le marché se basent sur ce modèle pour modéliser les membres inférieurs, par exemple le système *Vicon* (Oxford, Royaume-Uni), le système *BTS-Bioengineering* (Milan, Italie) et l'outil *Biomechanical toolkit BTK* (Suisse). Plusieurs études utilisent ces systèmes pour quantifier les efforts articulaires associés à la marche humaine dans le but d'orienter la conception des implants. Les paragraphes suivants présentent des exemples de quantification d'efforts pour le membre inférieur.

À l'aide de la modélisation dynamique multicorps, Hashimoto et al. [7] ont étudié la force résultante s'exerçant sur la hanche pendant la marche. L'analyse du mouvement en laboratoire a été faite sur 18 femmes. Les données recueillies ont ensuite été intégrées dans un modèle multicorps rigide pour obtenir la force résultante sur la hanche. L'étude a démontré que la direction de cette force varie considérablement entre chaque patient et qu'elle dépend de la vitesse de marche. Ces conclusions sont importantes pour étudier correctement le comportement mécanique des implants du membre inférieur.

Concernant le genou, Bersini et al. [50] ont créé un modèle multicorps rigide pour évaluer les forces ligamentaires. Ces données sont utiles pour diriger la technique chirurgicale de reconstruction des ligaments. De plus, avec ce modèle dynamique, il est possible de cibler l'instant où le ligament est sollicité à son maximum. Avec cette information, on peut mieux définir les exercices d'un patient pendant sa convalescence, afin qu'il ne surcharge pas le nouveau ligament pendant la convalescence.

De plus, la quantification des efforts pour le membre inférieur est utilisée pour étudier la marche de sujets scoliotiques. Yazji et al. [51] ont démontré que les forces médio-latérales de l'articulation de la hanche de sujets scoliotiques étaient significativement inférieures à celles de sujets sains. Par ailleurs, Raison et al. [52] ont vérifié si la dissymétrie des efforts au tronc peut être étudiée et quantifiée par une analyse de marche. Deux observations majeures ont été faites. Ils ont observé des forces médio-latérales du bassin plus élevées pour les sujets scoliotiques que

pour les sujets sains. De plus, suite à une intervention chirurgicale pour corriger la scoliose, ils ont constaté que les couples antéro-postérieurs maximum diminuaient significativement en comparaison aux valeurs pré-chirurgicales. Ces observations, provenant d'une modélisation dynamique multicorps, permettent donc de mieux guider les interventions chirurgicales et de mieux orienter le suivi en réadaptation des patients scoliotiques.

2.3.3 Modélisation dynamique multicorps flexible du membre inférieur

Dans la modélisation multicorps rigide, la déformation des corps du système articulé est nulle. Cependant, il peut s'avérer intéressant d'intégrer un corps flexible pour obtenir sa déformation en fonction du temps selon le chargement modélisé. Ce principe permet, par exemple, d'évaluer la résistance mécanique d'une composante dans un système articulé. Par définition, la modélisation dynamique multicorps flexible s'applique à un système articulé, où des corps rigides et flexibles sont liés entre eux par des joints mécaniques (définis dans la section précédente). En supplément avec la définition du système articulé, la déformation des corps flexibles est définie par des relations mécaniques linéaires entre l'allongement et la déformation du corps. Cette définition s'applique pour une situation où de faibles déformations sont mesurées [53].

Concrètement, la modélisation dynamique multicorps flexible peut être réalisée en intégrant un modèle par éléments finis dans un modèle multicorps rigide. On tire donc avantage des deux méthodes en obtenant la déformation d'un corps, en fonction du chargement provenant d'un modèle dynamique complet. Pour ce faire, une méthode de réduction modale, par exemple celle de Craig-Bampton [54], peut être appliquée afin de diminuer les degrés de liberté du modèle par éléments finis et d'ainsi réduire le temps de calcul informatique associé à l'étude de la déformation d'un corps dans le domaine temporel.

Dans la littérature, les études orthopédiques qui utilisent la modélisation multicorps flexible appliquée au membre inférieur sont encore émergentes. Et ces études se concentrent seulement sur la quantification des déformations osseuses du membre inférieur. Depuis 2008, l'équipe du professeur Mikkola [8,55–58] a publié plusieurs articles dans ce domaine. Le paragraphe suivant présente l'évolution de leur modèle pour caractériser les déformations osseuses du tibia et du fémur.

La première étude, par Nazer et al. [55], a utilisé le modèle musculosquelettique rigide du logiciel *BRG.LifeMODE* (Biomechanics Research Group Inc., USA) pour intégrer un modèle flexible du tibia. Les déformations obtenues avec leur modèle flexible s'approchent des valeurs expérimentales retrouvées dans la littérature. Ils intègrent par la suite un modèle osseux plus complet en se basant sur l'imagerie par résonnance magnétique [56] pour mieux définir la géométrie et les propriétés de l'os. Ensuite, Klodowski [8,57] a intégré le modèle flexible du fémur dans la modélisation afin d'obtenir un modèle flexible complet du membre inférieur. Finalement, en 2011, l'équipe de Mikkola a publié un article [58] regroupant tous leurs résultats pour démontrer l'efficacité de la modélisation multicorps flexible pour l'étude de la déformation osseuse du membre inférieur. Leurs travaux se sont concentrés sur la modélisation de la marche et de la chute d'un patient. Deux perspectives sont principalement relevées dans leurs études : 1. l'intégration de nouveaux mouvements pour mieux définir les exercices de réadaptation pendant la convalescence et 2. l'étude du comportement mécanique des implants pour mieux les concevoir.

En parallèle, Wagner et al. [59] ont aussi démontré l'efficacité d'utiliser un modèle multicorps rigide aux conditions frontières d'un modèle par éléments finis. Ils ont le même objectif que l'équipe de Mikkola, soit de démontrer l'importance d'intégrer la dynamique de la marche dans l'étude des déformations osseuses. De leur côté, ils utilisent le logiciel *Anybody* (Anybody Group, Danemark) pour le modèle musculosquelettique. Leurs résultats de déformations osseuses ont la même évolution que l'étude expérimentale de Speirs et al. [60]. Cependant, le maximum de déformation avec le modèle flexible est 2 fois plus élevé. Ils associent cette différence au fait qu'ils ont considéré un chargement plus élevé, mais plus représentatif de la situation réelle de la marche.

2.4 Synthèse de la revue de la littérature

Les trois sujets importants de la revue de littérature sont résumés ci-dessous en suivant les trois sous-sections de cette revue :

2.1. Guérison de l'os :

- Pour obtenir une guérison plus solide et rapide de la fracture, des déformations sont nécessaires au niveau du cal osseux, tout en respectant les seuils d'incitation et de tolérance à la déformation selon chacune des trois phases de guérison de l'os.
- Afin d'obtenir la déformation requise de la zone fracturée, l'installation de l'implant doit être bien contrôlée pour générer l'équilibre entre la flexibilité et la rigidité du système formé par l'assemblage os-implant.

2.2. Plaque de compression à verrouillage :

- Cliniquement, avec la PCV, un taux de complications entre 9 et 20% est observé, où une seconde intervention chirurgicale peut être nécessaire.
- Pour expliquer les complications relevées, la technique utilisée par le chirurgien est critiquée dans la majorité des études, par exemple, le choix inapproprié d'un implant.
- Des paramètres, comme la distance effective entre les deux fragments osseux et la longueur de plaque, permettent de contrôler la flexibilité et la rigidité du système formé par l'assemblage os-PCV.
- Le bris des PCV est souvent associé à la fatigue par l'observation de stries sur le faciès de rupture.

2.3. Techniques de modélisation en biomécanique

- La modélisation par éléments finis permet d'observer et de comparer les contraintes et les déformations dans les implants selon un chargement statique. Les principales études sont résumées selon les trois catégories de modélisation dans le Tableau 2.4 de la prochaine page.
- La modélisation dynamique multicorps rigide est généralement utilisée pour quantifier les efforts aux articulations du membre inférieur pendant la marche.
- La modélisation dynamique multicorps flexible a déjà été utilisée pour étudier la déformation des os du membre inférieur pendant la marche. Aucune étude n'a été relevée avec cette méthode où un implant est intégré.

Tableau 2.4 : Résumé des études utilisant la méthode par éléments finis pour étudier les implants du membre inférieur.

Catégorie de modélisation	Auteurs	Type de fracture	Type d'implants	Intérêt de recherche
Statique	Anitha et al. [38]	Diaphyse fémorale	Plaque	Évaluation de la contrainte en fonction d'une nouvelle conception
	Chen et al. [6]	Distale fémorale	Plaque et clou	Évaluation de la contrainte en fonction de l'ajout d'un allogreffe
	Wang et al. [39]	Proximale fémorale	Plaque	Comparaison entre 2 types de plaques
	Rankovic et al. [40]	Diaphyse fémorale	Plaque et clou	Comparaison entre la plaque et le cou
Statique améliorée	Chen et al. [41]	Diaphyse fémorale	Plaque	Évaluation du nombre de cycles avant la rupture en fonction du nombre de vis
	Arnone et al. [5]	Distale fémorale	Plaque	Optimisation de paramètres géométriques selon la contrainte observée
	Macloed et al. [43]	Diaphyse tibiale	Plaque	Évaluation de la modélisation au niveau de l'interface os-implant
Quasi-statique	Cegonino et al. [44]	Distale fémorale	Plaque et clou	Comparaison entre la plaque et le cou
	Wang et al. [45]	Proximale et diaphyse fémorale	Clou	Évaluation de la contrainte maximale en fonction des deux types de fracture
	Nobari et al. [46]	Distale fémorale	Plaque	Optimisation des dimensions et de la position de la plaque

Cette synthèse de la revue de littérature servira de base au chapitre suivant (Chapitre 3) pour identifier les problématiques qui seront étudiées dans ce projet.

CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET

3.1 Résumé de la problématique

Trois problématiques sont identifiées à la suite de la revue de la littérature et sont à la base des objectifs spécifiques de ce projet de maîtrise.

1. Dans la modélisation par éléments finis appliquée au membre inférieur, la dynamique de la marche est souvent simplifiée par un cas statique où seulement le poids de la personne est considéré. À notre connaissance, aucune étude n'a évalué si ce cas statique, simulant le poids d'une personne sur une seule jambe, est bien représentatif de la dynamique du chargement pour trouver les contraintes dans un implant.
2. Le bris de la PCV est majoritairement expliqué par une mauvaise installation selon les études cliniques puisque la stabilité de la fracture est souvent priorisée au détriment du comportement mécanique de l'implant. Des études proposent des paramètres guidant la technique chirurgicale, mais les deux aspects de stabilité de la fracture et de comportement de l'implant sont rarement intégrés pour évaluer la méthode d'installation.
3. La fatigue est souvent la cause des bris de PCVs. Cependant, peu d'études numériques s'intéressent au comportement en fatigue de cet implant. De plus, lorsque ce comportement est étudié, seule la contrainte maximale est considérée. L'étude de l'historique de cette contrainte sur un cycle complet de marche n'a jamais été présentée.

Il y a donc un manque au niveau de la modélisation de l'assemblage os-PCV pour bien représenter les conditions de chargement provenant de la marche. Cette modélisation est critique pour bien étudier le comportement en fatigue des PCVs selon leurs méthodes d'installation.

3.2 Question de recherche

Comment bénéficier des méthodes numériques pour étudier le comportement dynamique d'un assemblage os-PCV et contribuer à l'augmentation de la durabilité de cet implant ?

3.3 Objectif général

L'objectif général est d'évaluer si une modélisation dynamique du cycle complet de marche d'un patient permet d'étudier avec plus de réalisme le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV.

3.4 Objectifs spécifiques

Les quatre objectifs spécifiques (OS) qui permettent de réaliser l'objectif général sont les suivants.

OS1. Valider le mécanisme de rupture d'une PCV et estimer l'amplitude de contrainte ayant mené au bris

Cet objectif permet d'identifier le mécanisme de rupture de l'implant du cas type utilisé comme base pour les travaux de recherche. Il permet aussi d'identifier le type et d'estimer l'intensité de la sollicitation mécanique ayant causé la rupture. Ces résultats seront utilisés pour analyser la justesse des modèles numériques.

OS2. Confronter les conclusions de l'étude de défaillance en modélisant la distribution des contraintes dans la PCV

Cet objectif permet d'identifier les zones de concentrations de contraintes dans l'implant pour rationaliser les conclusions de *OS1* en termes de localisation du plan de rupture et de la contrainte maximale.

OS3. Obtenir la position et la grandeur de la sollicitation dans la PCV en étudiant l'historique de la marche du patient

Il s'agit d'intégrer la marche dans le modèle numérique de *OS2* pour obtenir l'historique complet de la contrainte sur un cycle de marche afin de mieux évaluer le comportement en fatigue. De plus, cet objectif permet de quantifier l'impact d'une simplification du chargement dynamique de la marche par un chargement statique.

OS4. Étudier l'influence de la longueur de la PCV sur le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV

Cet objectif permet d'observer la sensibilité du modèle proposé à un paramètre d'installation. Dans le cadre de cette maîtrise, l'étude de l'influence de la longueur de la plaque sur la distribution des contraintes sera réalisée ainsi que sur les déformations engendrées au niveau de

la zone fracturée. À noter que la longueur de la PCV est un paramètre choisi par le chirurgien lors de son installation.

CHAPITRE 4 MÉTHODE COMPLÉMENTAIRE

Le Chapitre 4 présente la méthode globale utilisée dans le cadre de ce projet. À la section 4.1, les deux articles inclus dans ce mémoire sont mis en contexte en précisant les objectifs spécifiques auxquels chacun d'eux répond. La section 4.2 présente la méthode utilisée dans l'article 1 et la section 4.3 explique en détail les modèles utilisés dans l'article 2. Finalement, la section 4.4 termine ce chapitre en expliquant la méthode appliquée pour l'étude d'un paramètre critique à l'installation de la PCV.

4.1 Démarche multidisciplinaire de l'ensemble du travail

Ce projet de recherche multidisciplinaire se sépare en trois domaines d'études : la métallurgie, la biomécanique et l'analyse numérique d'une PCV, tel quel présenté sur la Figure 4.1. Plus précisément, la métallurgie est traitée en étudiant le matériau utilisé pour la PCV et en appliquant des concepts de résistance des matériaux pour une analyse de défaillance. Pour ce qui est de l'analyse numérique, la modélisation par éléments finis et la modélisation dynamique multicorps sont les deux sujets abordés pour étudier numériquement le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV. Finalement, en termes de biomécanique, deux sous-domaines sont étudiés pour définir les modèles utilisés, soit 1. les mouvements du corps humain et 2. les propriétés mécaniques de l'os.

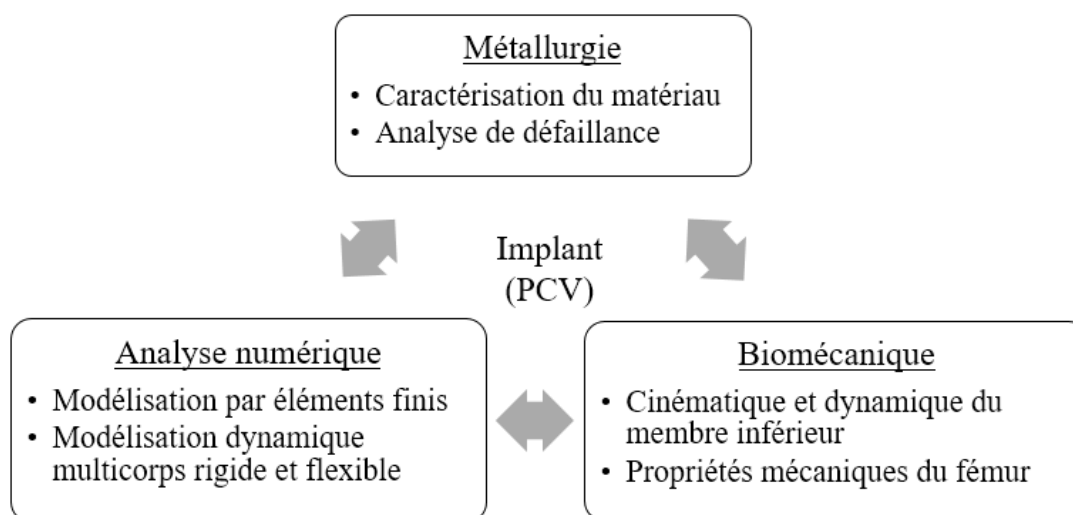


Figure 4.1 : Trois domaines impliqués dans ce projet étudiant un implant orthopédique, soit la PCV.

Le projet a débuté par l'étude d'une PCV qui s'est brisée *in vivo*. Les éléments de base étudiés par l'équipe ont été la plaque brisée, les 11 vis utilisées lors de l'installation et les images par rayons X du patient. L'article 1 (Chapitre 5) présente une analyse de défaillance qui sert à identifier le mécanisme de rupture ayant provoqué le bris. Par la suite, le chargement qui a mené au bris a été étudié par un processus de modélisation dynamique en comparant les résultats à ceux présentés dans la littérature. La modélisation dynamique multicorps flexible a été sélectionnée pour quantifier les contraintes associées à la défaillance de la PCV. Ceci a mené au second article (Chapitre 6) où le modèle dynamique complet est comparé aux trois modèles statiques provenant de la littérature. Le modèle proposé a été conçu en fonction des données du patient, mais peut s'adapter à d'autres personnes ou à d'autres dispositifs orthopédiques du membre inférieur. Le Tableau 4.1 présente les objectifs spécifiques associés à chaque article. L'objectif *OS4*, qui est d'« étudier l'influence de la longueur de la PCV sur le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV », est présenté dans le Chapitre 7.

Tableau 4.1 : Objectifs spécifiques auxquels l'article 1 et l'article 2 répondent.

Article	Titre	Objectifs spécifiques
#1	Failure analysis of a 316L stainless steel femoral implant.	OS1. Valider le mécanisme de rupture d'une PCV et estimer l'amplitude de contrainte ayant mené au bris. OS2. Confronter les conclusions de l'étude de défaillance en modélisant la distribution des contraintes dans la PCV.
#2	Influence of the load modeling during gait on the stress distribution in a femoral implant.	OS3. Obtenir la position et la grandeur de la sollicitation dans la PCV en étudiant l'historique de la marche du patient.

4.2 Méthode complémentaire à l'article 1

L'article 1 présente une analyse de défaillance du cas étudié (Chapitre 5). Cette analyse a été divisée en deux étapes, soit la caractérisation du matériau et les observations fractographiques. La première étape consiste à vérifier que le matériau respectait les normes de qualité métallurgique et la deuxième relève les indices permettant d'identifier le mécanisme de rupture. Les méthodes

expérimentales utilisées sont bien détaillées dans l'article. En complément, un historique complet des événements menant au bris est présenté ci-dessous.

Le premier accident du patient a eu lieu en janvier 2011 lors d'une sortie de ski. Le traumatisme s'est observé sur la jambe gauche, où le fémur et le tibia se sont fracturés. Une première intervention chirurgicale a été requise pour pratiquer l'ostéosynthèse avec une PCV. Pendant le suivi médical, le patient sentait un léger inconfort au niveau du genou. En décembre 2012, suite à une chute du patient sur la glace, une seconde fracture du fémur s'est produite en plus de constater le bris de la plaque et de deux vis. Le même type de dispositif a ensuite été réinstallé menant à une seconde convalescence. Le Tableau 4.2 présente l'ordre chronologique des événements qui ont mené au bris final du dispositif. Dans l'article 1, les causes de la défaillance du premier dispositif installé, soit une PCV, sont déterminées.

Tableau 4.2 : Ordre chronologique des événements qui ont mené au bris de la PCV.

Date	Évènements	Détails
Janvier 2011	Accident de ski	Fracture du fémur et du tibia
Janvier 2011	1 ^{er} chirurgie	Ostéosynthèse avec une PCV
Décembre 2012	Chute sur la glace	2 ^{ème} fracture du fémur + bris de la plaque et de 2 vis
Janvier 2013	2 ^{ème} chirurgie	Installation d'un deuxième dispositif

4.3 Méthode complémentaire à l'article 2

La méthode utilisée dans l'article 2 est une modélisation dynamique multicorps flexible (Chapitre 6). Les données définissant le modèle proviennent majoritairement d'une analyse du mouvement faite en laboratoire, présentée à la section 4.3.1. Ces mesures mènent au développement du modèle par éléments finis de la plaque (section 4.3.2) et au modèle multicorps dynamique rigide du membre inférieur (section 4.3.3). Finalement, la méthode pour combiner ces deux modèles est présentée dans la dernière section 4.3.4.

Le processus complet qui mène à un modèle multicorps flexible se trouve sous forme de diagramme sur la Figure 4.2. Chacun des processus est expliqué dans les sections qui suivent. Ces processus mènent aux résultats recherchés, soit la quantification des contraintes dans l'implant en fonction d'un cycle de marche complet du patient.

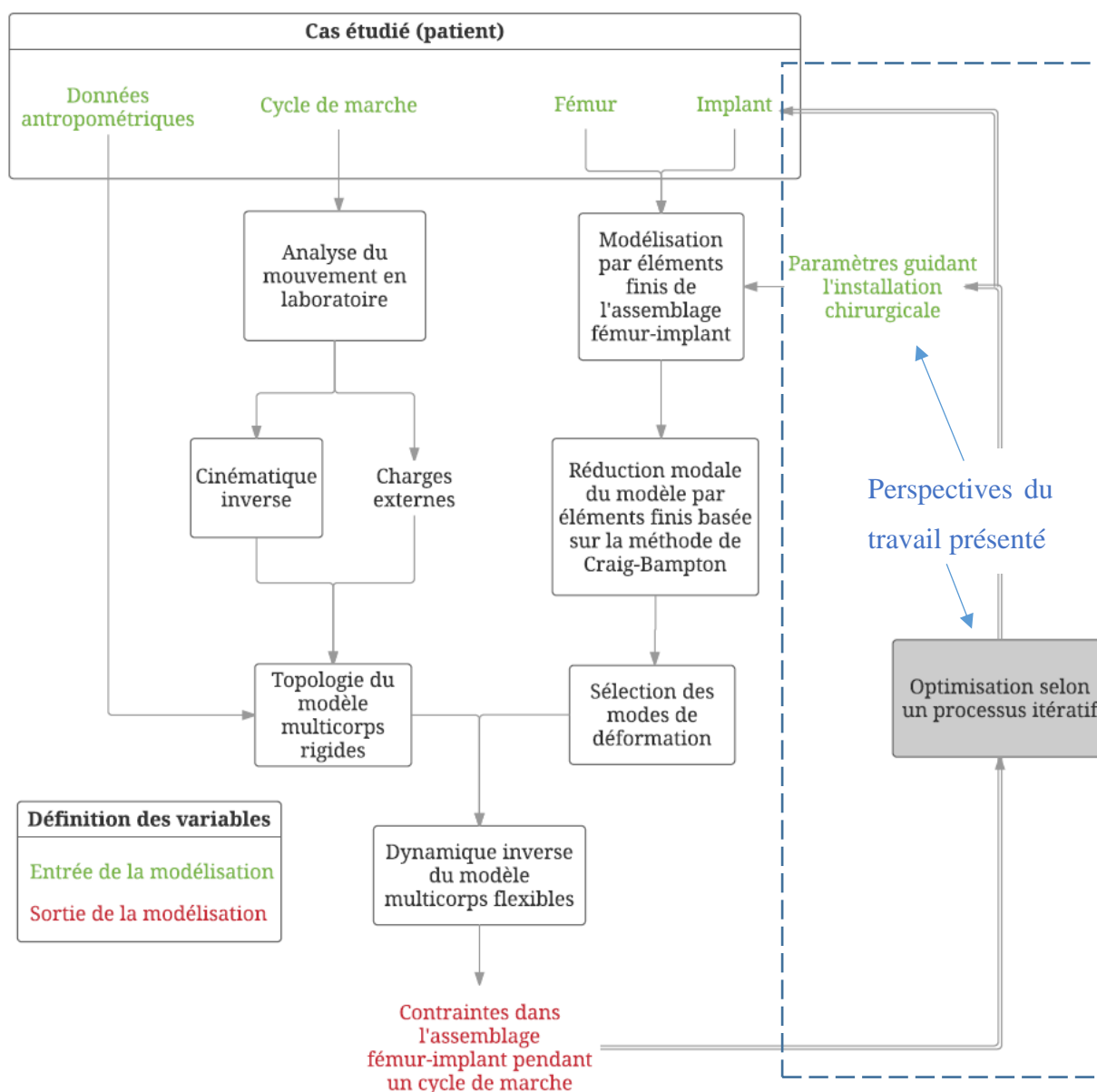


Figure 4.2 : Diagramme pour la modélisation dynamique multicorps flexible appliquée à l'étude de la plaque de compression à verrouillage. Le processus d'optimisation, en gris et double flèche, fait seulement partie des perspectives du projet.

4.3.1 Analyse du mouvement en laboratoire

Procédure expérimentale

Dans ce projet, l'analyse quantifiée de la marche (AQM) a été appliquée pour obtenir le chargement réel sur l'implant engendré par le patient étudié. Cette partie du projet a été faite en laboratoire d'analyse du mouvement. Le système utilisé est composé de 12 caméras optoélectroniques *T40S* (Vicon, Oxford, Royaume-Uni), montrées par la lettre « A » sur la Figure 4.3. Ces caméras enregistrent les coordonnées cartésiennes, \mathbf{X}_{exp} , grâce à des marqueurs réfléchissants placés sur le corps humain. Ces positions sont enregistrées dans le repère cartésien du laboratoire à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Les marqueurs sont placés sur les repères anatomiques osseux des membres inférieurs en respectant le modèle de Davis [49]. Pour cette analyse du mouvement, 16 marqueurs ont été nécessaires et leurs positions sont présentées sur la Figure 4.4.

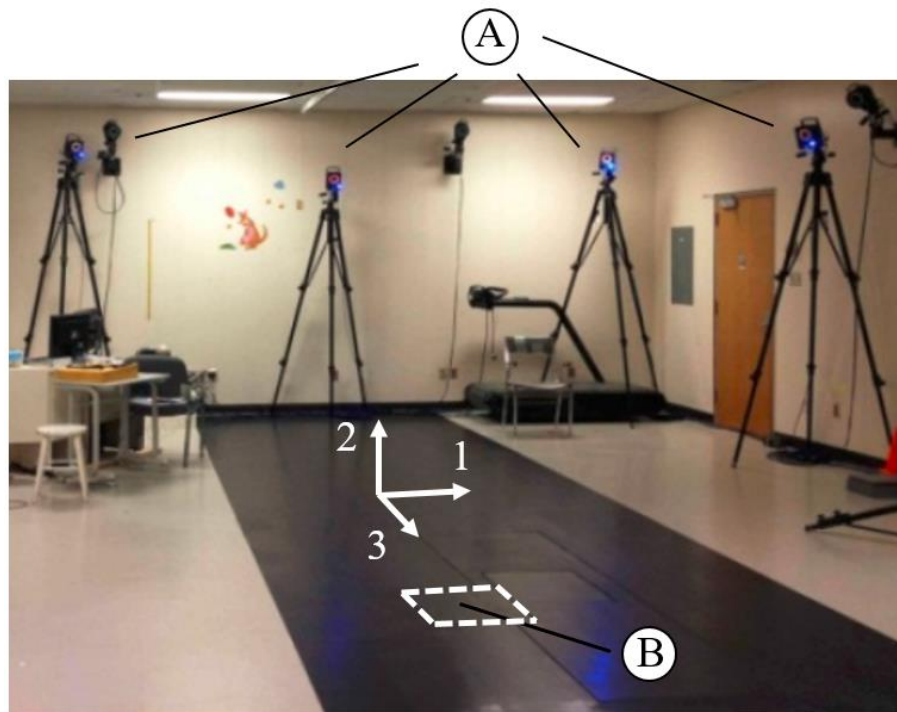


Figure 4.3 : Laboratoire d'analyse du mouvement où l'on retrouve les caméras optoélectroniques (A) et une plateforme de forces (B).

Un deuxième système est synchronisé aux caméras pour mesurer les efforts externes, \mathbf{F}_{ext} , engendrés par la marche du patient. Ce système est composé d'une plateforme de forces *Optima*

(AMTI, Watertown, USA) se situant au milieu du laboratoire, montrée par la lettre « B » sur la Figure 4.3. Lors de l'appui du pied, les forces et les moments dans les trois axes du laboratoire sont enregistrés avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz.

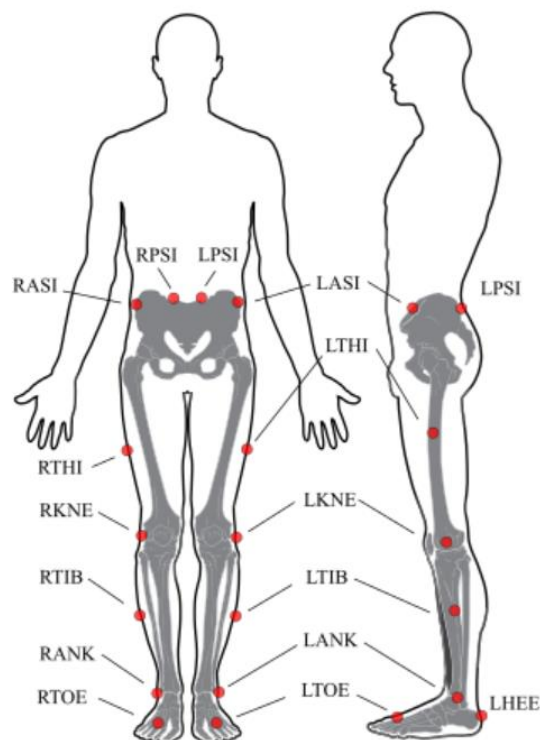


Figure 4.4 : Position des marqueurs pour l'analyse du mouvement des membres inférieurs (image adaptée de [49]).

Description du cycle de marche

Le cycle de marche, mentionné dans la dernière section, débute lorsqu'un point du pied (en général au talon) est en contact avec le sol et se termine lorsque ce même point retouche le sol, tel que montré sur la Figure 4.5. Le cycle est séparé en deux phases : celle d'appui et celle de balancement. Ces deux phases sont importantes pour bien se situer temporellement lors de l'analyse des résultats afin de lier les sollicitations aux mouvements correspondants.

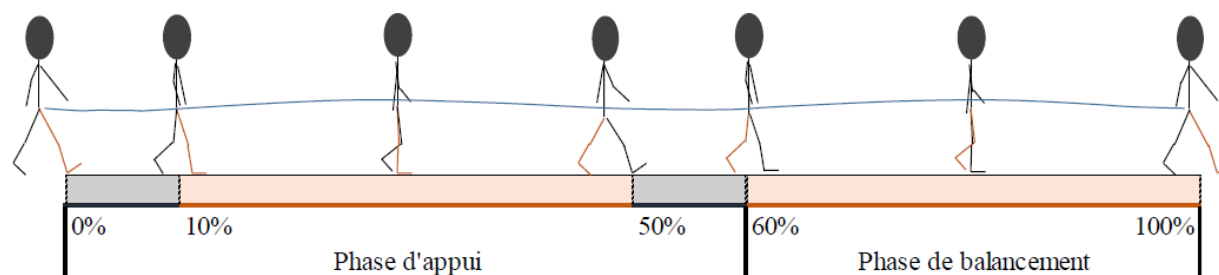


Figure 4.5 : Cycle standard de marche où les phases d'appui et de balancement sont identifiées (image tiré de [61]).

En fonction de l'AQM, les paramètres spatiotemporels, qui caractérisent la marche du patient étudié, sont identifiés dans le Tableau 4.3. Plusieurs paramètres existent, mais dans ce projet, les instants de contact et de décollement des pieds sont particulièrement intéressants puisqu'ils définissent l'évolution de la mise en charge du membre inférieur. Ces paramètres seront utilisés pour expliquer l'évolution de la contrainte dans la PCV. Il est toutefois possible de relever une dissymétrie du mouvement, soit une période de 16% entre le contact du pied gauche et le décollement du pied droit versus 13% entre le contact du pied droit et le décollement du pied gauche. Cette différence de 3% peut être assimilable à une variation normale due à la faible amplitude du mouvement mesurée, ou même de la précision des mesures. Cependant, elle peut possiblement provenir d'une conséquence de la chirurgie, où la jambe gauche du patient est devenue plus courte que la jambe droite, provoquant un patron de marche différent. C'est pourquoi le patient devait porter un soulier orthopédique pour compenser cette différence de longueur. Cet écart n'est pas majeur, mais il est tout de même un point à considérer pour l'interprétation des résultats.

Tableau 4.3 : Paramètres spatiotemporels du cycle de marche du patient.

Paramètres spatiotemporels	Pourcentage du cycle de marche (%)
Contact du pied gauche	0%
Décollement du pied droit	16%
Contact du pied droit	50%
Décollement du pied gauche	63%

4.3.2 Modèle par éléments finis de l'assemblage fémur-implant

Dans l'article 2, un seul modèle par éléments finis est exploité pour quatre modélisations différentes du chargement : statique, statique améliorée, quasi-statique et dynamique. Les trois premiers modèles (statique, statique amélioré et quasi-statique), représentent les chargements typiquement utilisés selon la revue de la littérature (section 2.3.1), alors que le modèle dynamique est une contribution originale du projet. Dans l'article 2, la géométrie du modèle de base est brièvement abordée, ainsi que l'étude de convergence faite sur les trois modèles statiques. Ces deux aspects sont donc mieux détaillés dans les sections suivantes.

Géométrie de l'assemblage fémur-implant

La géométrie du fémur provient d'un fichier STL de la banque de données *Vakhum* [62]. Cette banque fournit la géométrie de plusieurs os du corps humain. Cependant, le fichier STL a dû être adapté pour représenter les dimensions du patient. Un facteur d'échelle de 0,9 a été appliqué pour respecter la longueur totale du fémur, soit 360 mm, présentée sur la Figure 4.6. Cette mesure provient de l'analyse de marche selon la position des marqueurs. Pour ce qui est de la diaphyse, des dimensions standards pour un adulte ont été utilisées, soit un diamètre externe de 27 mm et un diamètre interne de 13 mm [63]. La diaphyse modélisée n'a pas exactement une géométrie cylindrique; ces diamètres ne sont donc pas constants sur toute la longueur. Finalement, les parties spongieuses et corticales des épiphyses ont été considérées comme une seule entité afin de simplifier la modélisation par éléments finis. Ces parties de l'os sont présentées de façon générale sur la Figure 4.7, mais ne sont pas intégrées puisqu'il était difficile de modéliser l'interface entre les nœuds de ces deux parties. Ce projet de maîtrise vise principalement à raffiner la modélisation du chargement de l'assemblage fémur-implant, et non pas le raffinement de la modélisation du fémur.

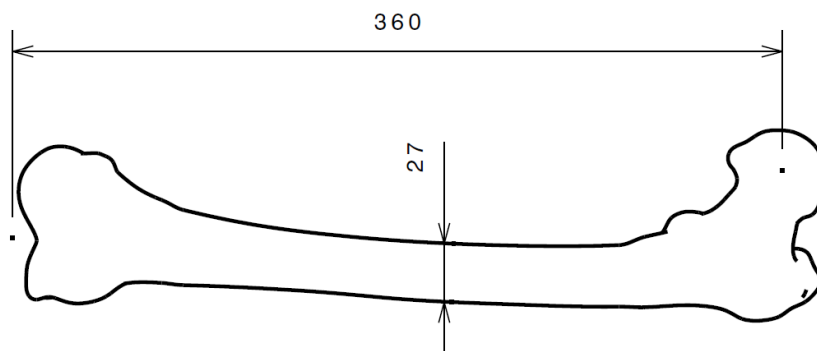


Figure 4.6 : Géométrie du fémur provenant de la banque de données *Vakhum* [62], où un facteur d'échelle a été appliqué. La longueur totale et le diamètre de la diaphyse [63] y sont présentés en millimètre.

Pour le dispositif médical, les dimensions proviennent en partie des fiches techniques du fabricant [22] et des mesures faites directement sur l'implant présenté dans l'article 1. Le modèle pour l'assemblage du fémur, de la PCV et des vis est présenté sur la Figure 4.8. Certains détails, comme les arrondies et les filets, n'ont pas été modélisés. La PCV a été dessinée avec une longueur de 242 mm, une largeur de 17 mm et une épaisseur de 5 mm, présenté sur la Figure 4.9. Au niveau des vis, des cylindres de 5 mm et de 7,5 mm ont été modélisés afin de fixer la PCV à l'os. Cinq vis de 45 mm ont été utilisées pour la diaphyse et six vis d'environ 80 mm pour l'épiphyse. Les vis de la diaphyse sont fixées dans les deux épaisseurs de l'os cortical séparées par la cavité médullaire, alors que les vis de l'épiphyse sont fixées sur leur longueur puisque l'os spongieux n'a pas été modélisé, comme expliqué ci-dessus.

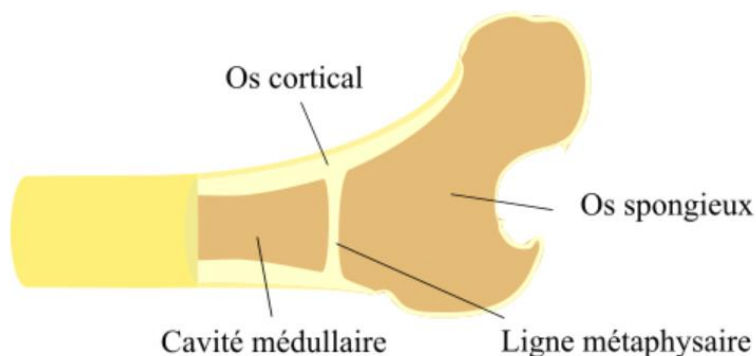


Figure 4.7 : Identification des parties de l'os pour justifier la modélisation des parties du fémur (image adaptée de [64]).

Concernant le type de guérison envisagé avec cet assemblage fémur-implant (section 2.1.2), il est difficile de connaître précisément le type (primaire ou secondaire) visé par le chirurgien. Cependant, tout porte à croire que l'installation de la PCV étudiée semble être pour une guérison secondaire puisque des vis de verrouillage sont utilisées, comme présenté à la section 2.2.2.

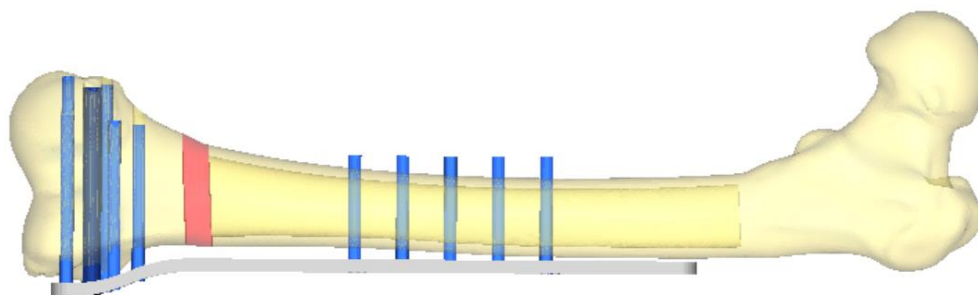


Figure 4.8 : Modèle par éléments finis de l'assemblage fémur-PCV où les 6 vis de l'épiphyse et les 5 vis de la diaphyse y sont présentées.

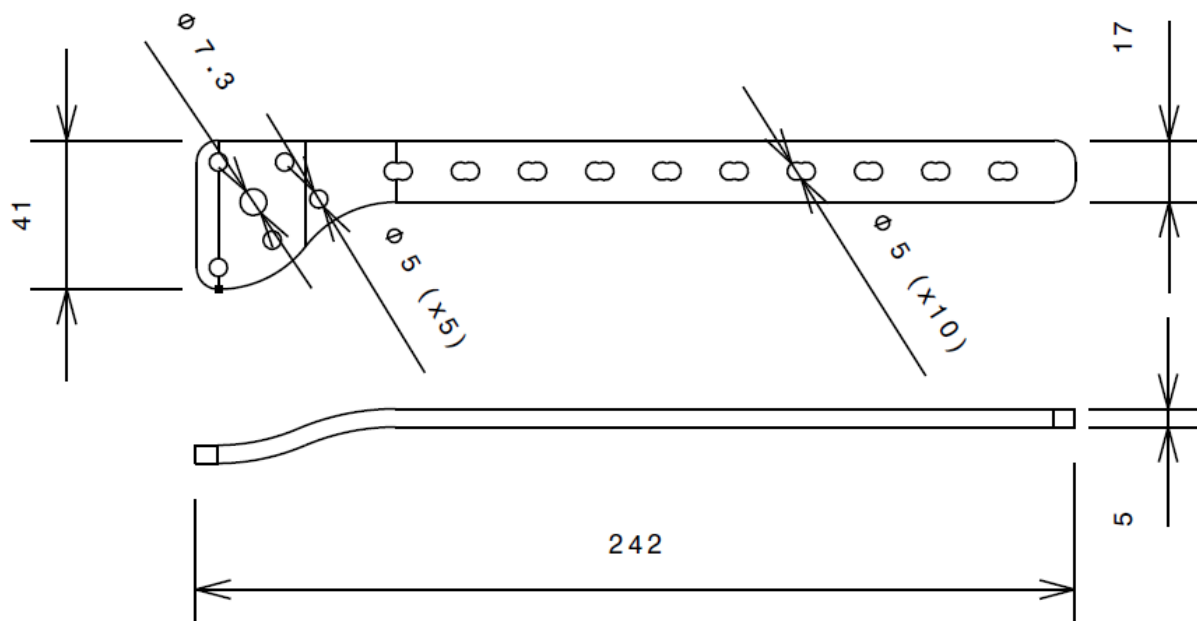


Figure 4.9 : Géométrie et dimensions en millimètres de la PCV utilisée pour le modèle par éléments finis.

Étude de convergence

Pour vérifier la précision des résultats obtenus, une étude de convergence a été faite sur le maillage des trois modèles statiques. Deux méthodes ont été appliquées : la méthode de raffinement h (diminution de la taille du maillage) et la méthode de raffinement p (augmentation du degré du polynôme d'interpolation des éléments).

Pour le raffinement h , la taille du maillage a été diminuée dans la zone d'intérêt, présentée sur la Figure 4.10. Cette zone correspond à l'endroit où la contrainte maximale a été observée pour les trois modèles étudiés. Les tailles d'éléments, qui ont été analysées, sont les suivantes : 1 mm, 0,75 mm, 0,5 mm, 0,25 mm et 0,1 mm. Pour le raffinement p , le degré du polynôme d'interpolation a été changé pour tous les éléments du maillage. Les résultats ont été comparés entre un polynôme de degré 1 et un polynôme de degré 2.

Les résultats de ces deux méthodes sont présentés dans l'Annexe B. Ceux-ci ont permis de constater que l'écart entre les contraintes relevées ne dépassait pas 2%, ce qui a été jugé adéquat pour la précision recherchée dans ce projet. La contrainte obtenue avec une taille de maillage de 0,1 mm a été utilisée comme résultats finaux pour l'article 2.

Concernant le type d'éléments utilisé, la PCV et les vis ont été modélisées avec des éléments hexaédriques. Pour ce qui est du fémur, la diaphyse a été modélisée avec des éléments hexaédriques, alors que les deux épiphyses ont été modélisées avec des éléments tétraédriques en raison de la complexité de la géométrie des épiphyses. De plus, une attention particulière a été portée au niveau du maillage de l'épaisseur de la diaphyse afin d'obtenir en moyenne 3 éléments sur cette épaisseur de 7 mm. C'est pourquoi des éléments de 2 mm ont été sélectionnés pour modéliser le fémur au complet afin de respecter ce critère tout en gardant le nombre total d'éléments finis dans un ordre de grandeur raisonnable pour le temps de calcul numérique, soit d'environ 30 minutes dans ce projet.

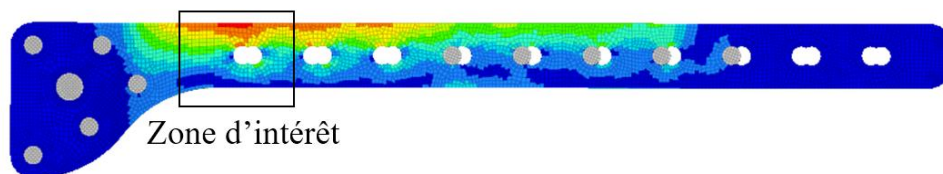


Figure 4.10 : Identification de la zone d'intérêt où le raffinement de la taille du maillage est appliqué.

4.3.3 Modèle multicorps rigide du membre inférieur

Le modèle multicorps rigide a été développé pour reproduire les conditions de chargement du membre inférieur sur le modèle par éléments finis définis dans la section précédente. Dans cette section, la topologie du modèle est présentée, ainsi que les deux processus utilisés pour reproduire le mouvement et les efforts articulaires du patient. Ces processus sont la cinématique inverse et la dynamique inverse.

Topologie du modèle multicorps rigide

Dans ce projet, le logiciel utilisé pour la modélisation multicorps est *Motionview* (Altair HyperWorks, Troy, États-Unis). Un avantage de ce logiciel est qu'il permet d'effectuer le pont avec un modèle par éléments finis pour créer un modèle multicorps flexible. Plusieurs autres logiciels de multicorps permettent cette liaison aux éléments finis, par exemple *Adams* (MSC Software, Newport Beach, États-Unis), *Recurdyn* (Mortionport, St. George, États-Unis) et *Comsol Multiphysics* (Comsol, Stockholm, Suède). La suite *Altair HyperWorks* a cependant été choisie puisque l'intégration et la communication entre différentes plateformes de modélisation, d'analyse et de post-traitement sont facilitées et cela en plus de l'expertise et du support local présent sur le site.

La chaîne cinématique du membre inférieur est présentée sur la Figure 4.11. Elle contient quatre corps distincts qui représentent les principaux segments osseux, soit le bassin, le fémur, le tibia et le pied. Les paramètres inertiels, \mathbf{M} , et géométriques, δ , de chaque segment du modèle sont la masse, m , le centre de masse, CdM , et le moment d'inertie, I . Ceux-ci sont définis par rapport à la masse totale du patient, 94 kg, et la longueur des segments, l_s , qui a été calculée selon la position des marqueurs pendant l'AQM. En connaissant ces deux valeurs, la masse, m , le centre de masse, CdM , et le moment d'inertie, I associés à chaque segment ont été calculées à partir des proportions de longueurs et de masses définies par Winter [65]. Elles sont présentées dans l'Annexe C.

Les joints entre ces quatre corps sont définis par 15 degrés de liberté (DdLs) (q), soit 3 en translations (q_1 à q_3) et 12 en rotations (q_4 à q_{15}). Les 3 DdLs en translation représentent la position du bassin par rapport au repère absolu du laboratoire et les 12 DdLs en rotation représentent les coordonnées généralisées, selon le modèle de Davis [49]. Les angles d'Euler ont été utilisés pour donner la séquence de rotation entre ces corps. Selon les recommandations du

« International Society of Biomechanics » (ISB) [66], cette séquence est 1-3'-2'' lorsque la position relative du corps est donnée par rapport à celui qui le précède dans la chaîne cinématique de la Figure 4.11. Lors de la modélisation, on doit donc appliquer en premier la flexion/extension suivie de l'abduction/adduction et terminer avec la rotation interne/externe en partant du bassin vers le pied. La description détaillée de chaque DdL se trouve aussi dans l'Annexe C.

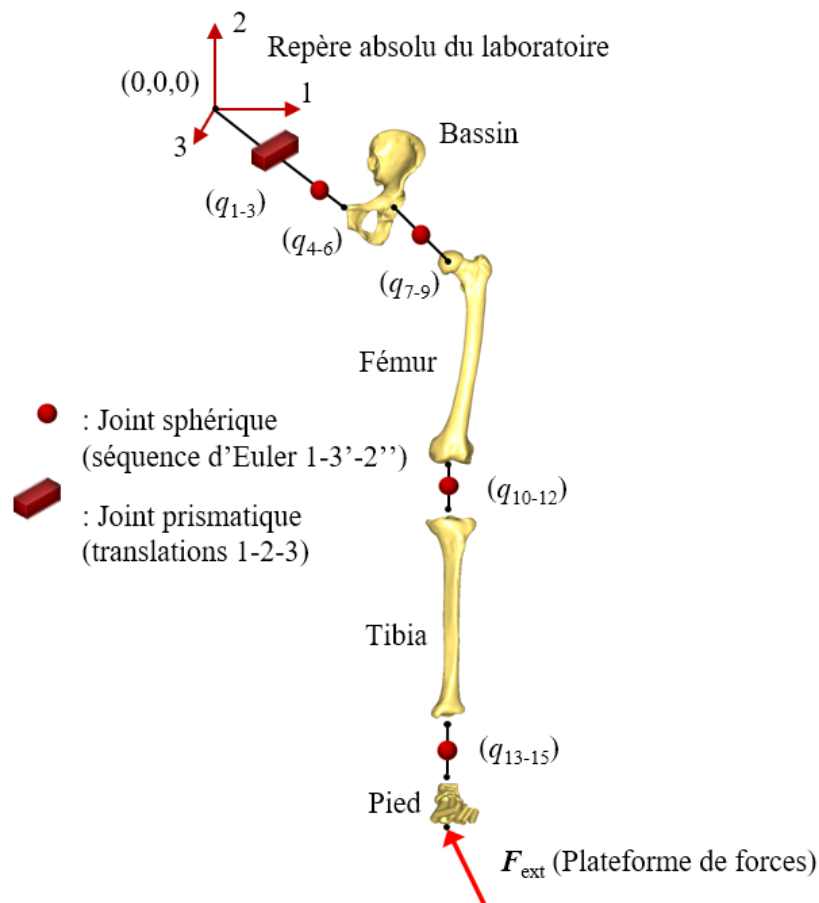


Figure 4.11 : Chaîne cinématique du modèle multicorps rigide où les degrés de liberté, q , et les charges externes, F_{ext} , sont positionnés.

Cinématique inverse

Une fois la topologie définie, la cinématique inverse a été appliquée pour définir les mouvements en rotation du modèle multicorps. Ce processus utilise les coordonnées cartésiennes, \mathbf{X}_{exp} , mesurées en laboratoire pour retrouver les coordonnées généralisées (q_4 à q_{15}) du modèle. Le logiciel *Nexus* (Vicon, Oxford, Royaume-Uni), qui utilise le modèle de Davis et al. [49], a été sélectionné pour retrouver ces coordonnées puisqu'il est directement lié avec le système

d'analyse du mouvement. Le processus de cinématique inverse se base sur une optimisation globale provenant des travaux de Lu et al. [67], caractérisée par l'équation 2 :

$$\min_{\mathbf{q}} f(\mathbf{q}) = \sum_{k=1}^{n_k} \|\mathbf{X}_{mod,m}(\mathbf{q}) - \mathbf{X}_{exp,m}\|^2, \quad (2)$$

où \mathbf{q} est le vecteur des coordonnées généralisées agissant comme variable de conception pour l'optimisation, k est la numérotation de chaque marqueur cinématique ($n_k = 16$), $\mathbf{X}_{mod,m}(\mathbf{q})$ sont les coordonnées cartésiennes des marqueurs obtenues par cinématique directe et $\mathbf{X}_{exp,m}$ sont les coordonnées cartésiennes des marqueurs mesurées pendant l'analyse du mouvement. L'optimisation cherche donc à retrouver les angles aux articulations qui minimisent la différence entre la position cartésienne obtenue par cinématique directe et celle mesurée en laboratoire. Cette fonction est résolue à chaque instant du cycle de marche afin de trouver les coordonnées généralisées, \mathbf{q} , du mouvement complet.

Pour définir les translations du modèle (q_1 à q_3), il faut traiter les coordonnées cartésiennes des marqueurs LASI et RASI du bassin puisque le point, où s'applique cette translation, se retrouve entre ces deux marqueurs. On peut donc trouver les coordonnées généralisées de ce point par rapport au repère absolu du laboratoire pendant tout le cycle de marche. Ces coordonnées caractérisent les translations tridimensionnelles (q_1 à q_3) à appliquer au bassin qui induisent principalement le déplacement du membre inférieur vers l'avant pendant le cycle de marche.

Dynamique inverse

Lorsque la cinématique du modèle est définie, la dynamique est ajoutée en fonction des données mesurées par la plateforme de forces. Les charges mesurées, \mathbf{F}_{ext} , sont appliquées sur le pied en respectant la direction et l'amplitude de la force à chaque instant du cycle de marche. Les efforts articulaires sont ensuite calculés par processus de dynamique inverse où le vecteur des forces et des couples articulaires recherchés, \mathbf{Q} , a été isolé dans l'équation générale du mouvement (équation 1). Ce processus de dynamique inverse est appliqué par le logiciel *Motionview*, où toutes les variables connues y sont définies (\mathbf{M} , \mathbf{C} , \mathbf{q} et δ). Les vitesses angulaires, $\dot{\mathbf{q}}$, et les accélérations angulaires, $\ddot{\mathbf{q}}$, sont évaluées par un calcul différentiel.

Une fois les forces et les couples articulaires \mathbf{Q} obtenus, ceux-ci ont été comparés à ceux calculés avec le logiciel *Nexus* (Vicon, Oxford, Royaume-Uni), qui agit à titre de référence dans ce projet.

Comme mentionné, ce logiciel utilise le modèle de Davis qui est le « gold standard » dans le domaine de l'analyse de marche [49]. Cette comparaison des efforts est présentée dans l'Annexe D pour l'articulation du genou et de la hanche qui sont les frontières du modèle par éléments finis. Ces résultats ont démontré que le modèle multicorps proposé génère les efforts articulaires attendus et qu'il est donc justifié de l'utiliser dans l'étude de l'assemblage fémur-PCV.

4.3.4 Réduction modale de l'assemblage fémur-implant

Dans la modélisation dynamique multicorps flexible, la méthode de réduction modale de Craig-Bampton [54] a été appliquée pour réduire le nombre de DdLs du modèle par éléments finis. En premier lieu, une analyse modale a été effectuée sur le modèle fémur-PCV pour retrouver les modes propres en vibration. Celle-ci est réalisée selon les deux nœuds sélectionnés aux interfaces, soit celui du genou et de la hanche, qui ont chacun 3 DdLs en rotation, de q_7 à q_{12} sur la Figure 4.11. Ces deux interfaces sont fixes (paramètre propre à la méthode de Craig-Bampton) puisqu'ils sont définis par la cinématique inverse réalisée auparavant. Une fois cette analyse modale réalisée, les modes de déformation et les coefficients d'amortissement ont été sélectionnés. Ceux-ci définissent le corps flexible de l'assemblage fémur-PCV qui est incorporé dans le modèle multicorps rigide par l'interface « Flexprep » du logiciel *Motionview* (Altair HyperWorks, Troy, États-Unis).

Sélection des modes de déformation

La sélection des modes a été faite par une analyse de l'énergie totale de déformation du corps flexible dans son environnement de chargement. Cet environnement a été défini par les efforts articulaires calculés dans la section précédente 4.3.3. En fonction de ces efforts, chacun des modes propres a démontré une contribution différente à l'énergie totale de déformation du modèle, et ce, à chaque instant du cycle de marche.

Pour ce faire, l'évolution de l'énergie totale sur un cycle de marche a été observée en fonction du nombre de modes sélectionnés pour définir le corps flexible. À partir de 21 modes sélectionnés, la valeur maximale de cette énergie totale a convergé vers 3,7 joules, comme présentée sur la Figure 4.12. C'est pourquoi, cette valeur a agi à titre de référence pour la sélection des modes. La

contribution maximale de chaque mode à l'énergie totale est ensuite montrée sur la Figure 4.13, où le seuil de 2%, établi en fonction de la courbe pour 21 modes, y est identifié.

Les modes qui contribuaient à plus de 2% de l'énergie totale ont donc été sélectionnés, soit les modes # 1-2-3-4-6-7-8, pour définir le corps flexible. Les 7 modes sélectionnés se situent sur une plage de fréquences de 342 à 1839 Hz, Figure 6.6 dans l'article 2. Afin de démontrer que ces modes sont représentatifs, la Figure 4.14 présente la contribution énergétique du modèle final (7 modes sélectionnés) par rapport à la référence de 21 modes. On remarque donc une contribution minimale de 90% dans la zone d'intérêt de 0 à 60% du cycle de marche, où l'on retrouve la phase d'appui du membre inférieur qui est étudié dans ce projet. Il est normal d'observer une baisse de contribution à l'énergie totale au-dessus de 60% du cycle de marche puisque l'énergie en jeu est plus faible à ce moment étant donné que les charges sont faibles. Cependant, à 10% du cycle de marche, une baisse à 90% est remarquée même si l'énergie en jeu est considérable. Cette baisse n'a par contre pas été jugée critique puisque dans ce projet, seule la valeur maximale de la courbe est comparée aux valeurs calculées avec les méthodes utilisées dans la revue de la littérature.

Cette analyse de l'énergie totale de déformation est basée sur les travaux de l'équipe de recherche de Mikkola [58], présentée dans la revue de la littérature (section 2.3.3). Le seuil de 2% a été choisi dans la majorité de ces études, par exemple celle de Nazer et al. [55]. À titre de comparaison avec leurs résultats, 12 modes ont été sélectionnés dans l'étude menée par Klodowski sur la déformation du fémur sans implant [57]. Cependant, un seuil de 1% a été appliqué dans cette dernière étude. Selon une deuxième étude de la déformation du fémur, le même nombre de modes de déformation que dans notre modèle a été sélectionné, soit 7, avec un seuil de 2%, cette fois-ci [58]. Une plage de fréquence de 307 à 2359 Hz est aussi obtenue dans cette étude, ce qui est similaire à la plage sélectionnée dans notre méthode.

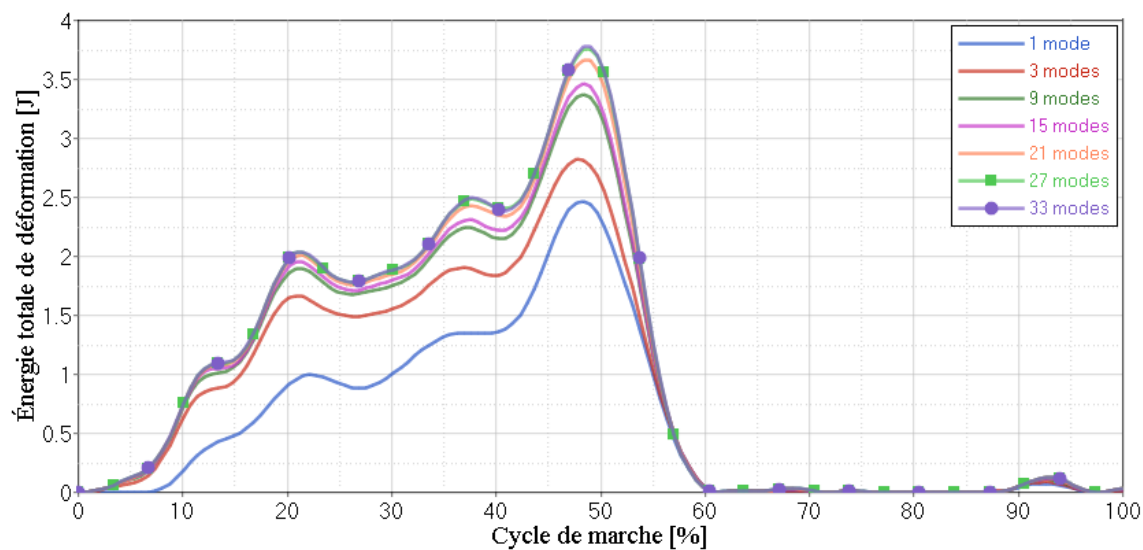


Figure 4.12 : Énergie totale de déformation sur un cycle de marche selon le nombre de modes sélectionnés.

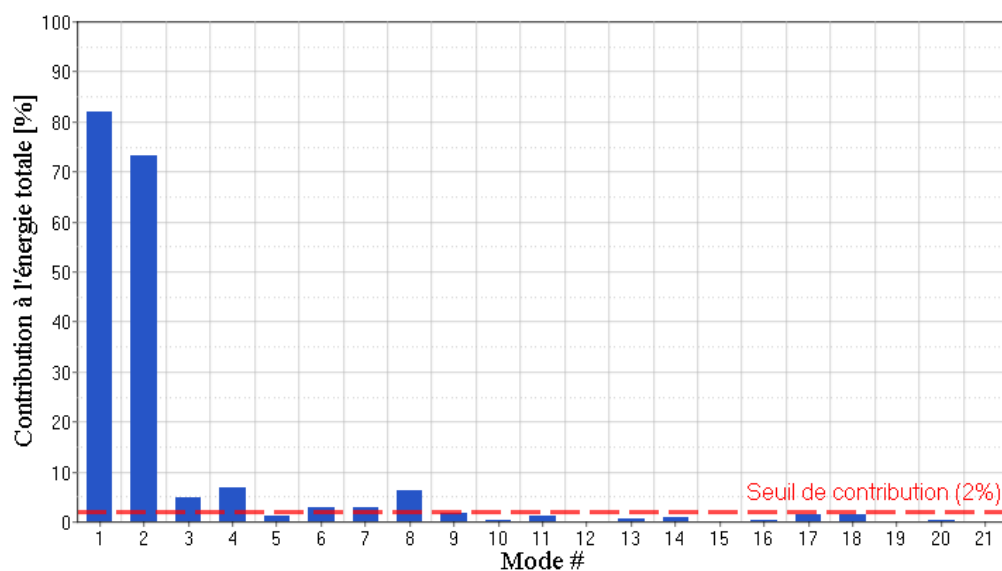


Figure 4.13 : Contribution maximale à l'énergie totale de déformation pour chaque mode.

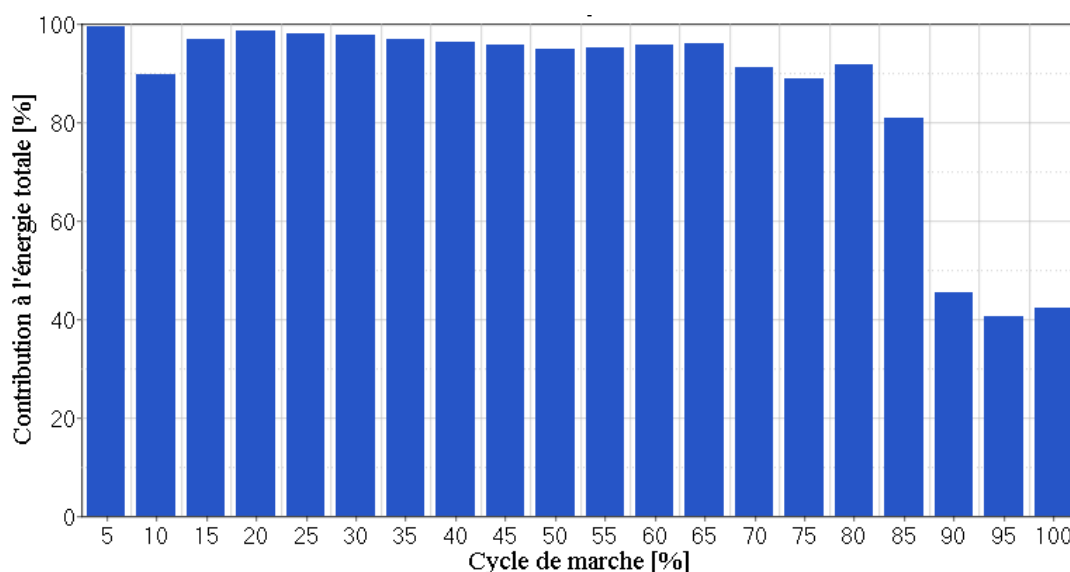


Figure 4.14 : Contribution à l'énergie totale de déformation à chaque instant du cycle de marche selon les 7 modes sélectionnés.

Sélection du coefficient d'amortissement

De plus, dans la définition du corps flexible, un coefficient d'amortissement doit être appliqué à chacun des modes sélectionnés. Le coefficient d'amortissement est une propriété du modèle qui caractérise l'influence de la viscoélasticité des matériaux sur la réponse dynamique du système lors d'un chargement [68]. Dans les études de Mikkola [8,55–58], un coefficient de 1 a été attribué aux modes sélectionnés en fonction des résultats d'une analyse modale expérimentale réalisée par Rodrigues et al. [70] sur un fémur artificiel. Dans notre cas, la géométrie, la masse et la rigidité du modèle n'étaient pas les mêmes que celles des études de Mikkola en raison d'une fracture de l'os, ainsi que de l'ajout d'un implant dans le système mécanique étudié. Ces ajouts sont propres à notre modèle et sont nécessaires pour l'étude de l'implant. Cependant, l'analyse expérimentale de Rodrigues ne s'appliquait donc pas puisque celle-ci n'impliquait pas d'implant. Le coefficient d'amortissement de 1 ne s'appliquait plus à notre situation. C'est pourquoi celui-ci a plutôt été déterminé en fonction des efforts articulaires retrouvés suite à l'intégration du corps flexible dans le modèle. L'objectif était d'obtenir un chargement représentatif de la marche réelle du patient obtenu avec le modèle multicorps rigide sans implant. En fonction de cette analyse, un coefficient d'amortissement de 10 a été sélectionné pour obtenir les efforts articulaires qui étaient conséquents avec les résultats du modèle multicorps rigide de la section 4.3.3. Aucune référence n'a été trouvée pour déterminer le coefficient d'amortissement d'un assemblage os-implant.

L'effet du coefficient d'amortissement sur un couple articulaire est présenté sur la Figure 4.15. Le couple articulaire en flexion/extension de la hanche y est présenté puisqu'il est le plus élevé des couples articulaires au niveau du genou et de la hanche. En fonction du coefficient d'amortissement sélectionné, le pourcentage de différence mesuré sur le couple articulaire maximal de la hanche par rapport au modèle multicorps rigide, soit -85 Nm est présenté dans le Tableau 4.4. Le choix du coefficient de 10 est donc justifié pour obtenir un écart inférieur à 2%, qui est jugé adéquat dans ce projet.

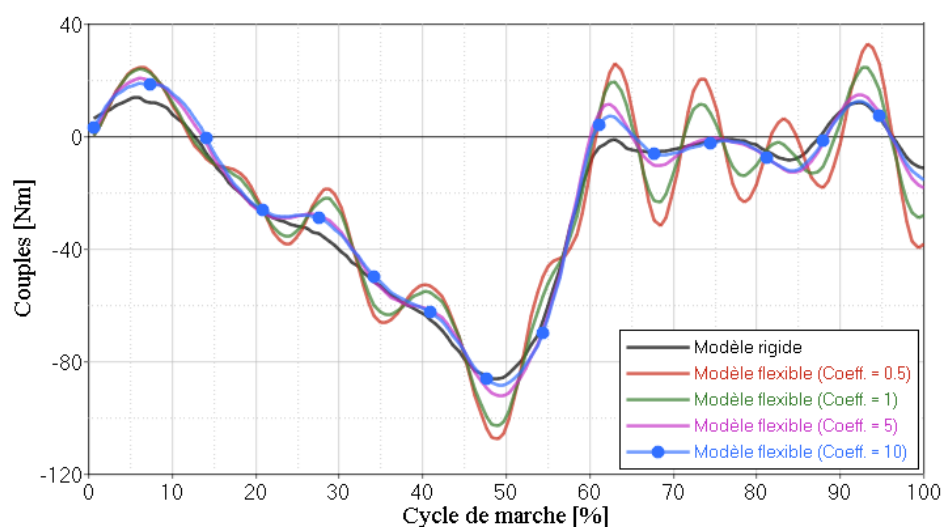


Figure 4.15 : Couples articulaires en fonction du cycle de marche selon le coefficient d'amortissement sélectionné.

Tableau 4.4 : Pourcentage de différence sur le couple articulaire maximal de la hanche (-85 Nm) obtenu avec chaque coefficient d'amortissement par rapport au modèle multicorps rigide.

Coefficient d'amortissement	0,5	1	5	10
Pourcentage de différence avec le modèle rigide	29%	17%	6%	2%

4.4 Méthode utilisée pour l'étude de l'influence de la longueur de la PCV

En complément aux 2 articles, l'étude d'un paramètre critique d'installation de la PCV est présentée en utilisant la méthode dynamique multicorps flexible. Selon la revue de la littérature (section 2.2.3), plusieurs paramètres (densité des vis, distance effective, espacement, longueur de plaque, etc.) sont choisis par les chirurgiens avant et pendant la chirurgie. Dans ce projet, un seul paramètre a été étudié, soit la longueur de la plaque. Cette section présente les modèles qui ont servi à l'étude de l'influence de la longueur de la PCV sur la distribution des contraintes et des déformations dans l'assemblage os-implant.

Longueurs de PCVs étudiées

La PCV étudiée dans ce projet provient de la compagnie *Synthes* (West Chester, États-Unis). Cette compagnie offre des longueurs entre 170 à 458 mm [22]. Les longueurs choisies dans cette partie du projet ont été limitées par rapport à celle du fémur du patient de façon à éviter l'insertion de vis dans l'épiphyse proximale du fémur. Des longueurs de 170, 206, 242 et 278 mm ont donc été sélectionnées. Les modèles par éléments finis de ces quatre longueurs sont présentés sur la Figure 4.16, où une identification (L1 = 170 mm, L2 = 206 mm, L3 = 242 mm et L4 = 278 mm) leur est attribuée selon l'ordre croissant de la longueur. À noter que la longueur L3 de 242 mm correspond à la longueur de la PCV se retrouvant dans l'étude de cas de l'article 1.

Pour l'installation des PCVs, le nombre minimal de vis, soit 2, a été utilisé pour la fixation à la diaphyse afin ne pas augmenter la rigidité du montage, tel que démontré par Stoffel et al. [27]. Comme mentionnées à la section 2.2.3, deux vis permettent, au minimum, d'aligner les fragments osseux entre eux. Si une vis supplémentaire avait été ajoutée, la position relative de celle-ci par rapport aux deux autres aurait difficilement été justifiée et aurait possiblement influencé les résultats.

Dans le but d'éviter un effet de la distance effective (section 2.2.3), la première vis près de la fracture (vis A) a été positionnée dans le même trou pour les quatre modèles (Figure 4.16). La deuxième vis (vis B) a été positionnée dans le trou le plus éloigné de la fracture pour profiter de la pleine longueur de la PCV. Ce dernier point est la variable qui caractérise chacun des quatre

modèles. Le paramètre étudié, soit la longueur de la PCV, est donc directement lié à la position de la vis B.

Finalement, les deux plus longues PCVs devraient normalement être courbées pour épouser la courbure du fémur, mais cette caractéristique n'a pas été modélisée pour éviter d'avoir un effet combiné de géométrie et de longueur.

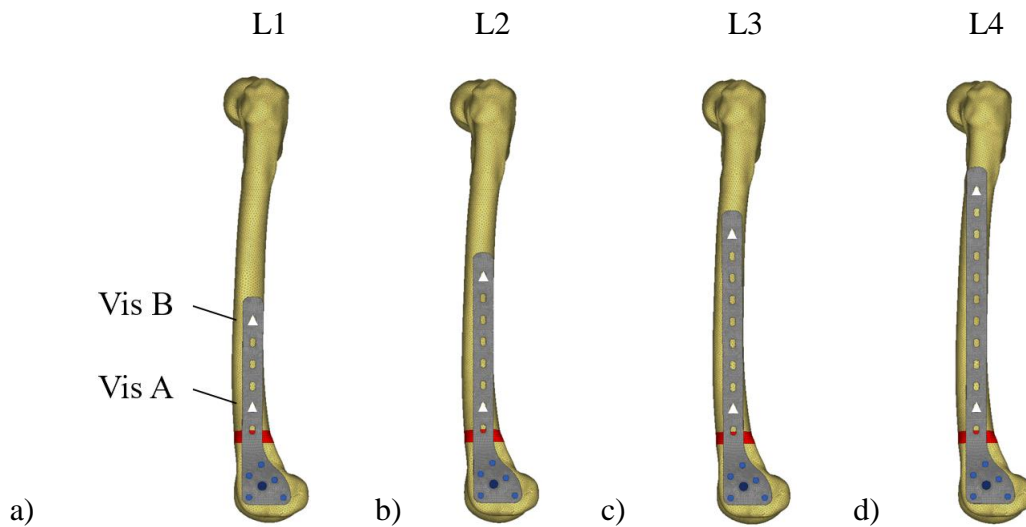


Figure 4.16 : Modèles par éléments finis des quatre longueurs de PCV sélectionnées pour l'étude de paramètre : (a) L1 = 170 mm, (b) L2 = 206 mm, (c) L3 = 242 mm et (d) L4 = 278 mm. La position des vis sur la partie proximale de l'implant est identifiée par des triangles blancs.

Résultats relevés sur la PCV et sur l'os

Dans cette étude comparative de la longueur de la plaque, quatre résultats seront étudiés : la contrainte Von Mises maximale dans l'implant, l'emplacement de cette contrainte, le volume à contrainte élevé de l'implant et la déformation de la zone fracturée. De cette façon, un portrait global de l'influence de la longueur de la plaque sur le comportement mécanique de l'implant et la stabilité de la fracture sera présenté.

À des fins de comparaison, la déformation de la fracture a été mesurée respectant la définition de Perren et al. [12]. Selon cette étude, la déformation est évaluée par l'équation 4 :

$$\frac{|L_f - L_m|}{L_f}, \quad (4)$$

où L_m est la longueur mesurée de la fracture en fonction du cycle de marche et L_f est la longueur initiale de la fracture, qui est présentée sur la Figure 4.17. La variation de cette longueur est engendrée lorsque l'os est sollicité pendant la marche. Ces variations ont donc été mesurées sur le modèle flexible pendant le cycle de marche. Puisque le modèle est en trois dimensions, cette mesure a été réalisée à quatre endroits, soit la partie antérieure, postérieure, médiale et latérale de la fracture. La valeur maximale de ces quatre mesures sera utilisée pour l'analyse (Chapitre 8) afin de comparer la plus grande sollicitation de la fracture par rapport à ce qui se trouve dans la littérature (section 2.1.2).

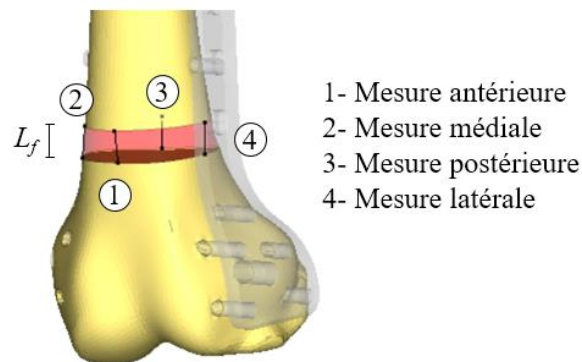


Figure 4.17 : Identification des endroits où la déformation est mesurée sur la fracture.

Ce chapitre a permis d'expliquer la méthodologie globale utilisée dans le cadre de ce projet. Les points importants de l'analyse de défaillance et de la modélisation dynamique sont détaillés dans ce mémoire, mais l'essentiel des méthodes se retrouve dans chacun des articles. Ces deux articles sont présentés dans les deux prochains chapitres.

CHAPITRE 5 ARTICLE 1: FAILURE ANALYSIS OF A 316L STAINLESS STEEL FEMORAL ORTHOPEDIC IMPLANT

Article publié dans *Case Studies in Engineering Failure Analysis*, vol. 5-6, April 2016, pp. 30-38.

Auteurs : Benjamin Gervais, Aurelian Vadean, Maxime Raison et Myriam Brochu

5.1 Abstract

This study presents a failure analysis of a femoral orthopedic implant. This implant is a locking compression plate that was fixed to a broken femur using two types of screws: locking and compression screws. The study elucidates the causes of an in situ premature failure of the plate and screws. Chemical analysis, hardness tests, and microstructural analysis confirmed that the implant was manufactured from cold-worked stainless steel 316L. The macro and micro fractographic analyses revealed that the failure mechanism was high-cycle fatigue and that the implant underwent approximately 10^6 loading cycles before failure. A finite element analysis of the assembly indicated that the crack initiation sites are located in the region where the highest stresses are observed. This numerical analysis confirmed that walking induces the loading condition needed for this specific failure. According to this loading condition and to the material properties, the stress amplitude that initiated and propagated the crack is estimated to be in the range of 400 MPa. Several considerations, both mechanical and medical, are discussed in order to explain the failure and to improve the system durability. From an engineering perspective, implant geometry and installation procedure could be optimized in order to reduce the stress concentrations that developed near the crack origin.

Keywords: Biomechanics, fatigue, fractographic analysis, locking compression plate and finite element analysis.

5.2 Introduction

In orthopedic surgery, locking compression plates (LCP) are commonly used to stabilize fractured bone parts together. LCPs are generally manufactured with combi-holes that aim to accommodate two types of screws: locking and compression screws [1]. The choice of screws allows orthopedists to customize their installation method to balance compression and locking capability. This balance is necessary to provide angular stability and to limit the contact with the

bone to preserve the blood supply and the tissue viability. Compression is known to produce the strain needed for the bone during the healing process of reconstruction [1]. Even though LCPs show uncontradicted advantages for healing fractured bones, their mechanical stability is technically difficult to maintain [2]. In 2003, a study involving 130 fractures repaired with a LCP showed 27 complications, with 18 of them requiring a second intervention [3]. The most common complications were non-union of the bone, loosening of the implant, breakage of the implant or an additional bone fracture. The objective of this study is to understand the failure mechanism of a specific LCP that failed prematurely.

The studied system is composed of a LCP fixed to a broken femur using both locking and compression screws. A picture of the broken implant is shown in Figure 5.1. The distal extremity is situated closer to the knee and on the opposite side, the proximal extremity is closer to the hip. The failure analysis of the LCP was performed in 3 steps: material characterization (section 5.5.1), fractographic analysis (section 5.5.2), and preliminary finite element analysis (FEA) of the stresses seen by the implant (section 5.6). A discussion explaining the failure mechanism and the root causes of failure is proposed in section 5.7 and 5.8.

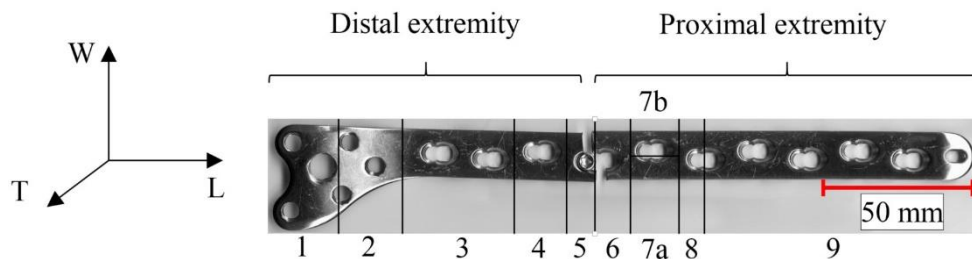


Figure 5.1 : Broken implant with the numbering used in this investigation. Axes system is defined by L: length, W: width and T: thickness.

5.3 Circumstances of failure

The implant studied is a 242 mm long plate with 10 combi-holes (Figure 5.1). It was installed on the distal left femur of a male patient. The same type of implant was also installed on the proximal extremity of the tibia, since the patient additionally suffered from a tibia fracture. This second implant, which remained intact, is not investigated in the present study. The postoperative LCP installation of the femoral implant is shown on the radiograph of Figure 5.2a. A total of 3 locking screws (LS) and 2 compression screws (CS) were used to fix the implant to the femur

proximal extremity. Following an unexpected fall of the patient, the system failure was revealed by radiography, as shown in Figure 5.2b. Removal of the implant confirmed the implant failure and the failure of one locking screw (LS#3) and one compression screw (CS#1). The postoperative incident occurred less than 2 years after the initial surgery.

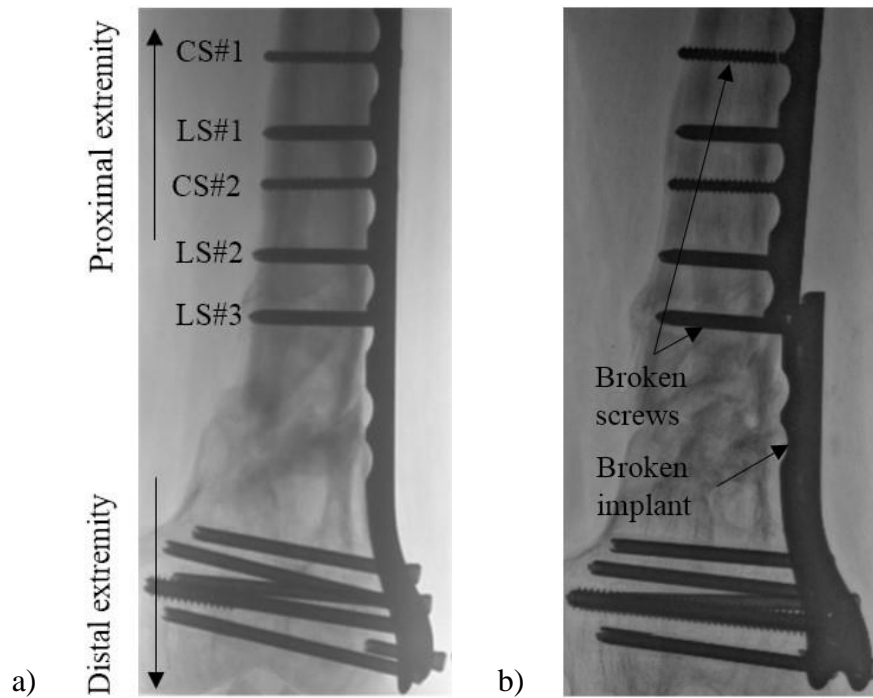


Figure 5.2 : Radiographies of the femur with the implant and screws (a) before and (b) after the failure.

5.4 Experimental procedure

According to the provided information, the plate was manufactured from 316L stainless steel [4]. Chemical analysis, metallographic observations and hardness tests were performed to validate this information. The plate was first cut into samples according to the schematic drawn in Figure 5.1. An optical spectrometric analysis of sample #2, based on ASTM E1086-08 [5], was conducted to characterize the implant chemistry. Sample #7a was polished and etched with a solution composed of 150 mL of distilled water, 50 mL of HCl and 50 mL of HNO₃, for 90 s to reveal the material microstructure. Sample #7b was used to perform Rockwell C hardness measurements according to ASTM E18-15 [6]. The fracture surfaces were observed using a

binocular and a scanning electron microscope (SEM). Finally, a finite element analysis was performed using the Altair HyperWorks suite.

5.5 Experimental results

5.5.1 Material characterization

5.5.1.1 Chemical analysis

The measured chemical composition of the studied LCP is shown in the second column of Table 5.1. According to ASTM standard F138-13a [7], this composition meets the requirement for a 316L stainless steel, as shown in the third column of Table 5.1. 316L stainless steel is typically used to manufacture surgical implants [8].

Table 5.1 : Chemical analysis of the implant material.

Elements	Mass content [%] (Experimental)	Mass content [%] (ASTM F138 grade 316L)
Carbon (C)	0.028	≤ 0.030
Silicon (Si)	0.39	≤ 0.75
Manganese (Mn)	1.80	≤ 2.00
Phosphorus (P)	0.019	≤ 0.025
Sulfur (S)	0.002	≤ 0.010
Chromium (Cr)	17.52	17.00 - 19.00
Molybdenum (Mo)	2.64	2.25 - 3.00
Nickel (Ni)	14.76	13.00 - 15.00
Copper (Cu)	0.12	≤ 0.50
Iron (Fe)	Balance	Balance

5.5.1.2 Microstructural analysis

Stainless steel 316L has an austenitic microstructure. The grains observed in Figure 5.3a are elongated in the longitudinal direction (L) of the implant indicating that the material was plastically deformed. The amount of plastic deformation could not be accurately evaluated from Figure 5.3b, but a similar microstructure was found to characterize a 50% cold-worked state [8]. The amount of plastic deformation is necessary to give an estimation of the mechanical properties (see section 5.5.1.3).

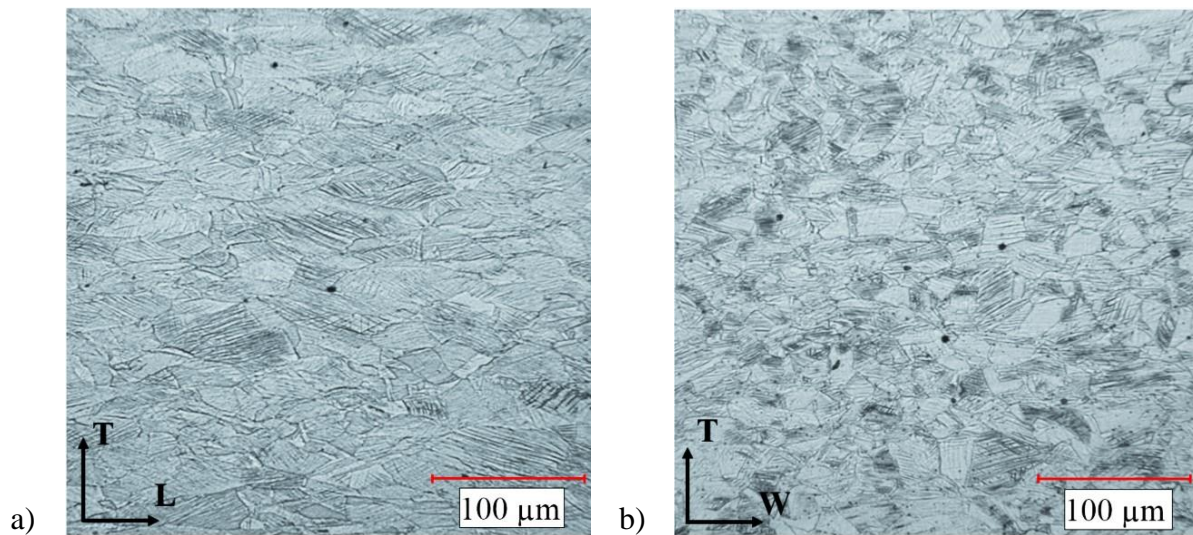


Figure 5.3 : (a) Microstructure of the longitudinal and (b) cross-sectional sections of the studied implant at 200X.

5.5.1.3 Mechanical properties

An average hardness of 33.4 HRC was measured. Such a hardness value characterizes 30–60% cold-worked 316L stainless steel [9]. Beside hardness, no mechanical properties were experimentally obtained because of the limited implant size. However, an estimation of the mechanical properties is proposed in Table 5.2 according to ASTM F138-13a [7] and to ASM Handbook [10].

Yield and tensile strengths are minimal values of mechanical properties given by the ASTM standard. The material studied could have higher strengths, according to typical values for 316L used in biomedical application [9].

According to ASM Handbook [10], the 10^7 cycles fatigue limit with a fully reverse loading conditions (stress ratio, $R = \sigma_{min} / \sigma_{max}$, equals to 1) is 256 MPa. The actual cyclic stress condition during walking is closer to a unidirectional loading, $R = 0$ [11]. Therefore, a Goodman diagram was plotted to calculate the 10^7 fatigue limit at $R = 0$, which is $\sigma_{max} = 394$ MPa. These mechanical properties will be used to comment the finite element analysis performed in section 5.6.

Table 5.2 : Mechanical properties of 316L stainless steel medical implant 50% cold-worked.

	Yield strength, S_y	Ultimate tensile strength, S_{ut}	Young's modulus, E	Fatigue limit for 10^7 cycles, $R = 0$, σ_{max}	Toughness, K_c
Minimum as per ASTM F138 [7]	690 MPa [71]	860 MPa [71]	----	----	----
Typical values from literature	1000 MPa [72]	1240 MPa [72]	192 GPa [73]	394 MPa [73]	112 MPa·m ^{1/2} [53]

5.5.2 Failure analysis

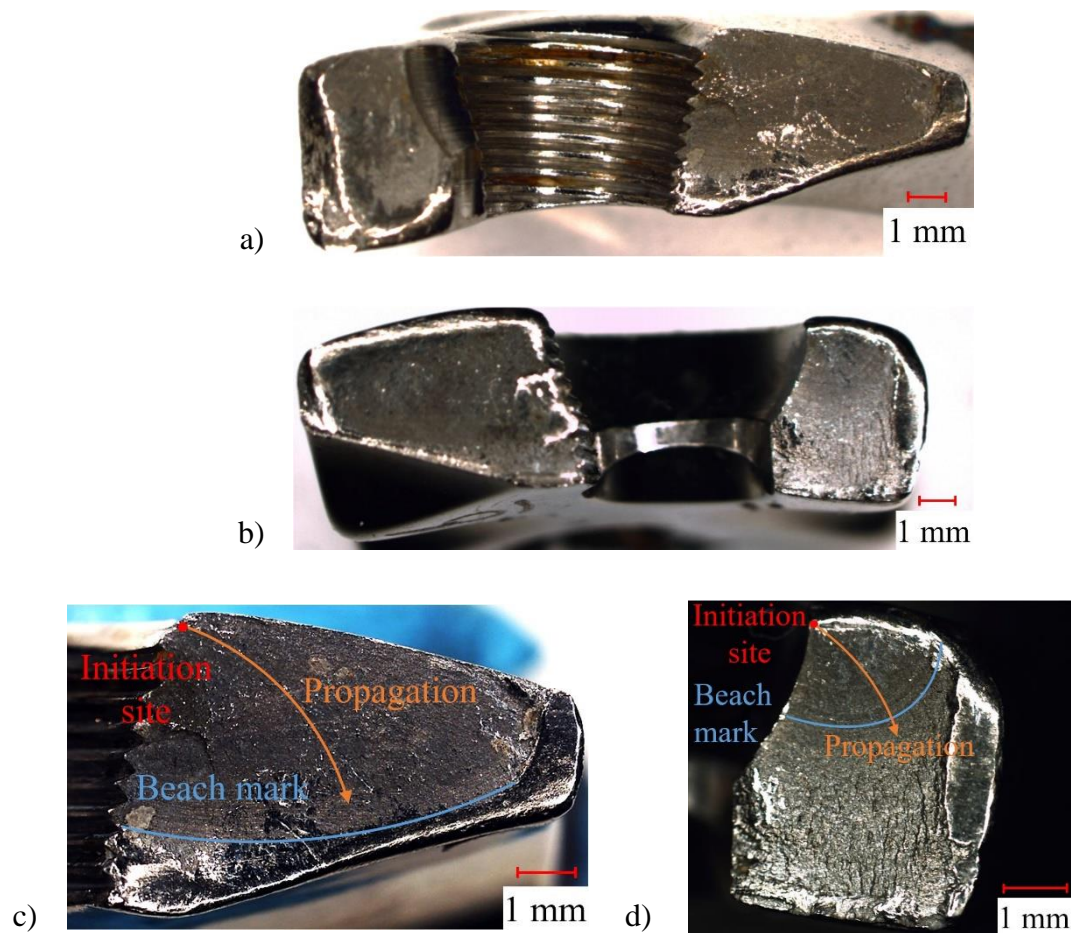
5.5.2.1 Visual examination

Figure 5.1 shows that the fracture occurred on a plane perpendicular to the implant L axis. Making the assumption that the crack propagated in mode I, this indicates that the principal stresses are longitudinal. The implant fracture surfaces are shown in Figure 5.4a and b. Beach marks indicating the direction of crack propagation are visible on both surfaces, Figure 5.4c and d. These features are specific to fatigue failure. Propagation lines are also visible and converge to the crack initiation site represented by a red dot. One can notice that fatigue initiated from the implant upper surface at the circumference of a combi-hole. The visual examination of the ruptured section (Figure 5.4c) yields that the crack propagated by fatigue on more than 85% of the fracture surface, which corresponds approximately to the blue beach mark line. On the other side (Figure 5.4d), beach marks were only observable on approximately 30% of the fracture surface. The broken screws fracture surfaces were also briefly analyzed, Figure 5.4e and f. The presence of beach marks clearly indicated fatigue failure. This shows that both the implant and the screw failed progressively and over several loading cycles of low stress amplitude.

5.5.2.2 Scanning electron microscopy

Figure 5.4g and h, respectively taken at 2 and 4.5mm away from the initiation site of Figure 5.4d, show fatigue striations. It confirms that the crack propagated through the implant over nearly 85% of its thickness. The spacing between fatigue striations also gives an indication of the crack growth rate. The larger striation spacing in Figure 5.4h (higher crack growth rate) confirms that the crack propagated from the upper surface toward the bone surface.

At crack initiation site, two surface discontinuities are observed (Figure 5.4i). A thread root, also concentrating the stress, is observed at the bottom of Figure 5.4i. Surprisingly, the crack did not initiate at the root of a thread or at the largest surface discontinuity. The propagation lines rather converge toward a smaller depression, less than 10 mm deep. It was not possible to confirm that this depression coincides to a contact point between the screw head and the implant. It has a size comparable to machining marks also observed on the inner surface of the compression hole.



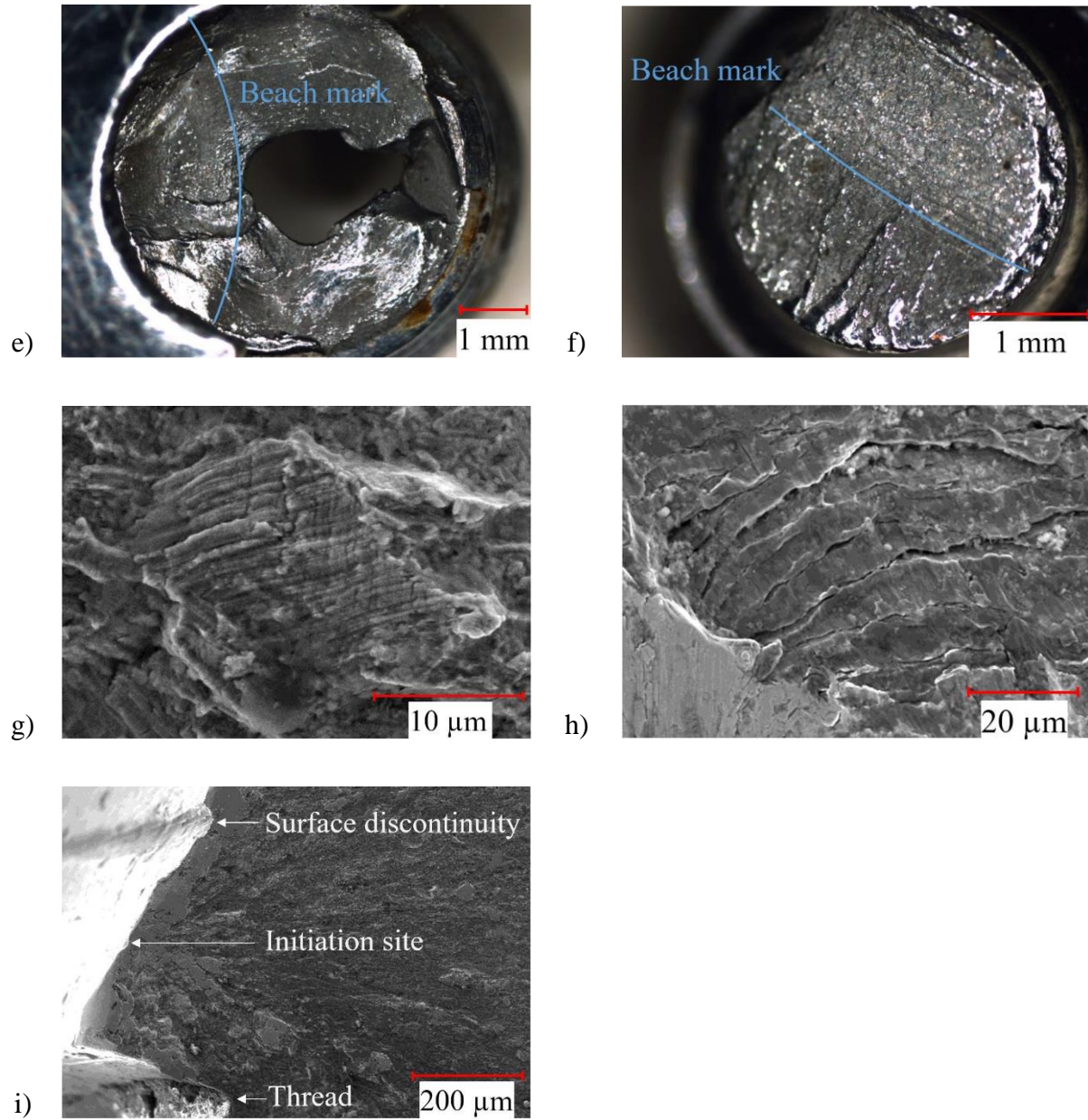


Figure 5.4: (a) Fracture surface on sample #5 and (b) on sample #6. (c) Beach marks observation of fracture surfaces on sample #5 and (d) sample #6 at 6.7X. (e) Beach marks observation of screw LS#3 and (f) CS#1 at 20X. (g) SEM photo of striations observed at short and (h) long distance from the initiation site at 1500X. (i) SEM photo of a surface discontinuity and the initiation site at 150X.

5.6 Finite element analysis

The previous section presented the mechanical properties associated with the implant material and showed fatigue failure evidences by fractographic analysis. In section 5.6, it will be attempted to precise the loading conditions responsible for failure with a finite element analysis.

Several orthopedic studies use finite element analysis to simulate the stresses in medical devices, such as for the intramedullary nail [12]. Some are comparing the efficiency of LCP versus nail [13,14] and others are proposing simple refinements of the geometrical aspects of the LCP [15]. Another study uses FEA results to suggest installation principles to better control the stability of the system [16]. In most of these simulations, the bodyweight is simply applied axially on the femur as an input. In the presented finite element analysis, more complex forces are input to simulate the stresses developed during a gait cycle. Loadings are based on a motion capture analysis performed in laboratory, as will be explained in section 5.6.1.

5.6.1 Modeling and analysis

The geometry of the modeled system is represented in Figure 5.5a, 5.5b and 5.5c. It is composed of 6 parts assembled together: the LCP along with its 8 locking screws (1 part), the 2 femur parts, and 3 compression screws.

The femur cortical bone is modeled as a cylinder with average human femur dimensions, i.e. 27 and 13mm for the external and internal diameters respectively [17]. The cancellous part of the bone has not been modeled. It is represented by an empty area inside the cortical bone. The bone Young modulus (7 GPa) and Poisson's ratio (0.3) have been adopted from the results of flexion tests performed by Cristofolini et al. [18]. As far as the implant and screws properties are concerned, a Young Modulus, E , of 192 GPa, and a Poisson's ratio, ν , of 0.3 were used, which are typical of steel.

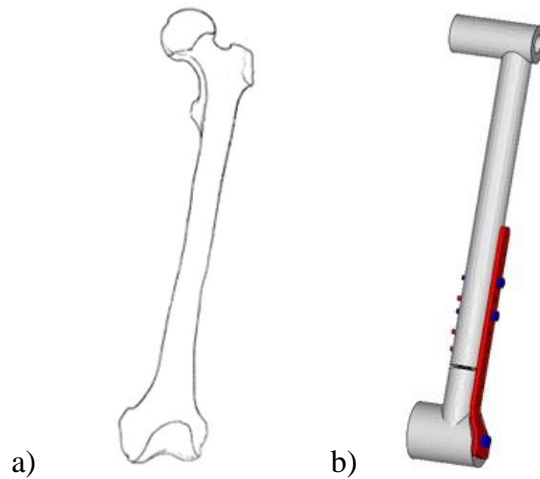
The geometry of the bone and plate were meshed using 5 and 3 mm linear tetrahedral elements respectively (Figure 5.5d). A refined mesh of 1 mm was applied in highly stressed regions to increase results accuracy. The screws were meshed using 2 mm hexahedral elements.

To simulate the action of the compression screws, a preload of 1000 N was applied in screws CS#1 and CS#2 which corresponds approximately to an installation torque of 4 Nm. This

installation torque is proposed by the manufacturer [4]. On the femur proximal extremity (hip region), boundary conditions of clamping were imposed (Figure 5.5d) as previously used in the literature [13]. The working load itself (applied on the distal extremity) needed to be representative of the main activity performed by the patient between surgery and implant failure, which is walking. To obtain the characteristic loads and moments, a gait analysis of the patient was performed in the research laboratory of Marie Enfant rehabilitation center, equipped with a motion capture system composed of 12 cameras (T40S, Vicon-Oxford, UK). This analysis was approved by the Research Ethics Board of Ste-Justine Hospital (CE´ R-CHU-SJ#4161). Results obtained were forces and moments at knee as a function of time during gait cycles. The average values over 3 cycles are comparable with results found in the literature [19]. The moments (M_e , M_v , M_t) and force (F) applied to the model are reported in Table 5.3. They characterize the maximum resultant moment and force recorded during the gait cycles. This typically occurs at 25% of a gait cycle. They were applied on the distal extremity of the femur, in the middle of the condyles with rigid bodies (knee region) as shown in Figure 5.5d. The gait analysis confirmed that the minimum moments and forces are close to zero confirming the loading hypothesis $R = 0$, proposed in section 5.5.1.3.

Table 5.3 : Knee moments and force at 25% of gait cycle.

Extension-flexion moment, M_e	Valgus-varus moment, M_v	Torsion moment, M_t	Maximum resultant force, F
8 Nm	35 Nm	8 Nm	607 N



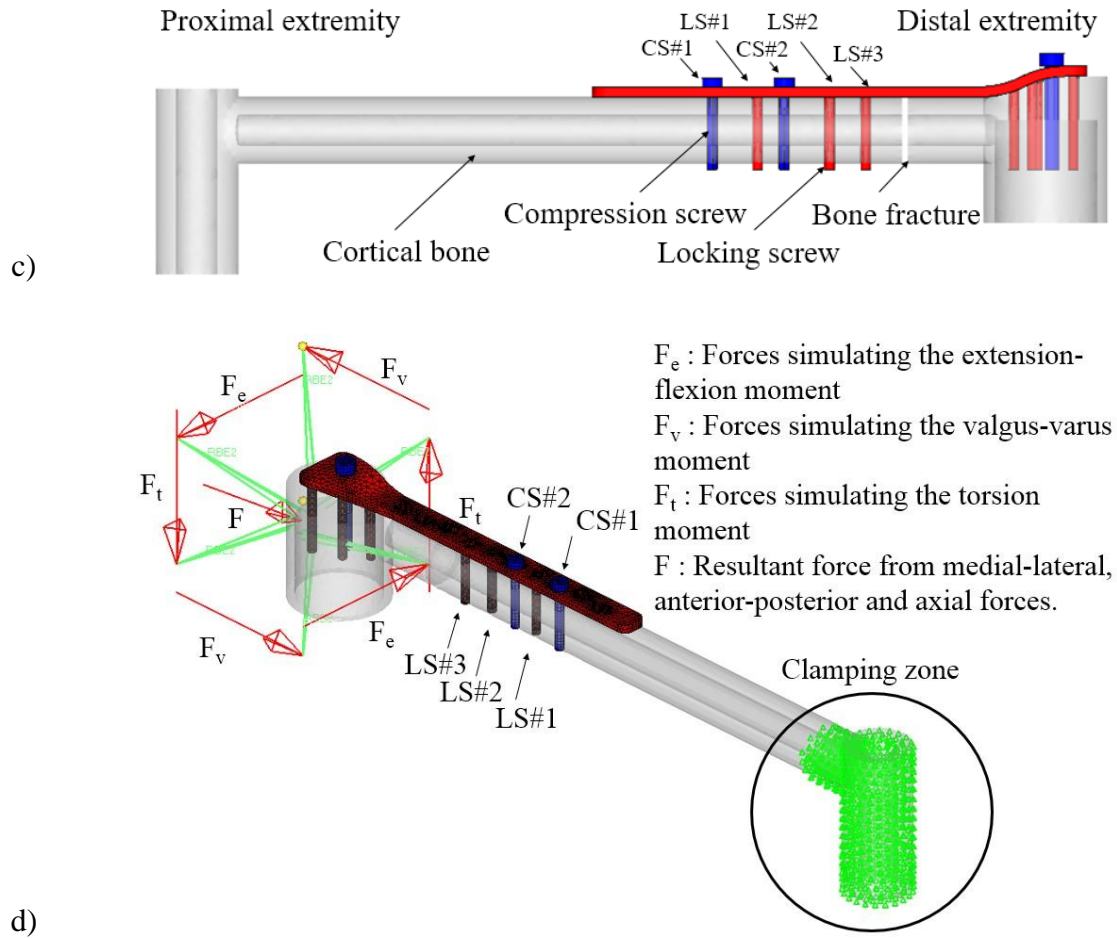


Figure 5.5 : (a) Comparison between a typical femur and (b) the finite element geometry of the femur and the implant. (c) Geometric modeling of the complete system. (d) Final mesh of the implant with loading conditions.

5.6.2 Numerical results

After processing, the stresses distribution within the implant was obtained (Figure 5.6). The maximum stress is located at the circumference of the hole closest to the bone fracture. Moreover, the stress is higher on the upper plate surface, which is specific to the bending load imposed. The displacement analysis demonstrates the effect of the bending moments in two planes: coronal and sagittal, shown by the two views of Figure 5.6.

Surprisingly, the hole where the Von Mises stress is maximum is not the location where the crack initiation site was observed in the fractographic analysis of section 5.5.2. Figure 5.1 (real case) shows that the fracture occurred in the fourth combi-hole, whereas Figure 5.6 (model) shows that

the highest stress is in the third combi-hole, both counted from the distal extremity. This is probably due to the limitations of the finite element analysis. It was difficult to model the complex bone fracture and the boundary conditions of forces application. The latter should represent the muscle attachments to the bone, which was not considered in this preliminary finite element analysis.

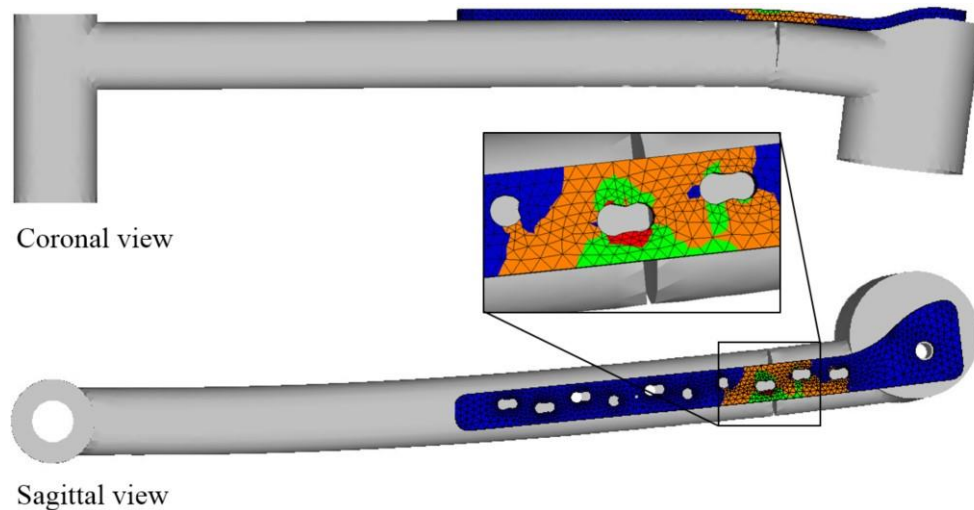


Figure 5.6 : Displacement (scale factor of 3) and Von Mises stress on the implant shown in the coronal and sagittal view.

From a general point of view, Figure 5.6 still demonstrates that the failure occurred in a highly stress region. Moreover, the principal stress vector is parallel to the implant longitudinal axis which confirms mode I crack opening. Overall, this qualitative stress evaluation indicates that walking produces the necessary loading conditions to initiate and propagate a fatigue crack in the area close to the fracture. Nevertheless, further modeling considering nonlinear contacts between the parts and stress raisers such as threads is needed to quantitatively compare the finite element analysis with the material properties. A discussion on this topic is proposed in section 5.7.

5.7 Description of the failure mechanism

The obtained results distinctly showed that the screws and the implant failed by fatigue. The fracture initiation site was properly identified by fractographic observations. The numerical analysis (FEA) demonstrated that walking alone creates a stress distribution that can explain crack initiation and propagation from the circumference of a hole.

In this section, the mechanical properties of stainless steel 316L (see section 5.5.1.3) will be used to estimate the stress necessary to initiate the fatigue crack and to cause the implant final failure. The key mechanical properties used in these calculations are the maximum stress characterizing a fatigue life for 10^7 cycles at $R = 0$, $\sigma_{max} = 394$ MPa, and the material toughness, $K_c = 112$ MPa·m^{1/2}. But before, the number of cycles that could have caused fatigue crack propagation will be established based on the patient activity in order to verify that failure occurred in the high-cycle fatigue regime.

5.7.1 Number of cycles to failure

To support the crack initiation stress calculations based on the maximum stress at 10^7 cycles (section 5.7.2), the number of loading cycles (N) representative of the patient activity is first estimated. Knowing the elapsed time between implant installation and failure (2 years) and the type of activity (walking) a very simple calculation is proposed. According to Tudor-Locke et al. [20], the typical average number of steps during a day is 4500 when the activities are restrained. This corresponds to 2250 cycles per leg and sums up to 1 642 500 cycles if we consider that the patient walked every day during 2 years ($2250 \text{ cycle/day} \times 365 \text{ days/year} \times 2 \text{ years}$). This number is in the range of high-cycle fatigue but below 10^7 cycles as will be discussed in section 5.7.2.

5.7.2 Crack initiation stresses

It was previously determined that the crack nucleated from the upper plate surface and propagated through the thickness under the effect of repeated bending stresses. The crack initiation stress can be approximated by a semi-log relationship of the type:

$$\sigma_{max} = C + D \log(N), \quad (5)$$

where C and D are material constants. To calculate σ_{max} for 1 642 500 cycles using equation 5, failure at 0 cycle characterized by $\sigma_{max} = S_{ut \text{ min}} = 860$ MPa and failure at 10^7 cycles characterized by $\sigma_{max} = 394$ MPa were used. The maximal stress (crack initiation stress) obtained using this methodology is 446 MPa. According to the hypothesis that walking caused fatigue failure, this should be the maximum stress developed during a gait cycle. To avoid fatigue crack initiation in the implant, the maximum cyclic stress should be below 394 MPa that characterizes “infinite” life.

5.7.3 Final failure stress

The final failure stress was also examined to evaluate if it is representative of walking or not. Based on the final crack size and on the material toughness, K_C , reported in Table 5.2 (112 MPa·m^{1/2}), the remote bending stress that caused the component final failure (S_b) is calculated using Newman and Raju [21] equation (6) for two symmetric corner cracks at a hole:

$$K_I = (S_t + HS_b) \sqrt{\pi \frac{a}{Q}} F\left(\frac{a}{t}, \frac{a}{c}, \frac{r}{t}, \frac{r}{b}, \frac{c}{b}, \phi\right), \quad (6)$$

with all the variables defined in Table 5.4.

Table 5.4: Variables used in Newman and Raju equation for two symmetric corner cracks.

Variable	Description	Value	Unit
K_I	Stress-intensity factor (mode-I)	112 (= K_C at failure)	[MPa·m ^{1/2}]
S_t	Remote uniform tension stress	0	[MPa]
Q	Shape factor for elliptical crack	1.674	[-]
F	Boundary-correction factor	1.882	[-]
H	Bending multiplier	0.661	[-]
a, b, c, r and t	Geometrical dimensions	4, 9, 2.5, 2.5 and 5.3 x 10 ⁻³	[m]
ϕ	Parametric angle of ellipse	0	[radian]

It must be mentioned that Newman's equation is based on the hypothesis that the two surfaces on each side of the hole have the same area. Nevertheless, the failure surface studied is not fully symmetric as shown in Figure 5.4a and b. The critical stress calculated, S_b , is 1040 MPa which is higher than the minimum ultimate tensile strength, $S_{ut \min}$, of 860 MPa, but between the typical yield (1000 MPa) and tensile strength (1240 MPa) of the material. It is also much higher than the maximum stress characterizing a gait cycle. This indicates that the weakened section failed by

tensile overload, which is consistent with the fact that the patient fell. The final failure of the implant was caused by a sudden overload.

5.8 Root causes of the failure

The analyzed fatigue failure was most probably caused by walking. This premature failure is the consequence of high cycle fatigue. No hole surface or material discontinuity were observed at the crack initiation site. Nevertheless, the stresses developed during a gait cycle were apparently high enough to cause failure in less than 2 years. From an engineering point of view, the implant design and installation procedure could be reviewed to reduce the stress concentration.

The implant has numerous stress raisers. For a generic plate, disposing of many holes gives installation versatility to the surgeon but limits the load capacity of the system. Moreover, many holes are not used during the installation, but act as stress raisers when the implant is exposed to the loads.

In addition, the installation method seems to be only optimized according to medical purpose, such as the preservation of blood supply by limiting the contact pressure of the plate with the bone. This limits the preload applied on the screws which is detrimental to fatigue. It is well known that to fully protect a fastener from fatigue failure a pre-stress higher than the maximum cyclic stress should be applied [22]. Nevertheless the bone resistance must also be considered when choosing the preload. Poor bone condition can induce loosening of the screws and potentially increase the amplitude of the cyclic stresses.

The surgical point of view also needs consideration. The choice of the implant geometry and dimensions will affect the stresses. The plate span width, which corresponds to the ratio between the plate length and the fracture length, is a key parameter. For a comminuted fracture, the plate span width needs to be higher than 2 or 3 [23]. In the studied case, it is approximated 3, respecting the recommended value. The patient body mass index and its activity level are also parameters that could potentially affect the stresses and the failure mechanisms. The implant studied was installed on a patient with a body mass index of 32.2 (North American average is in the range of 26.6) and with low level of activity since he was still recovering from a surgery.

Finally, the fall of the patient does not explain the premature implant failure even if the final failure occurred at this moment. An intact implant should have been able to sustain the

exceptional loading caused by a fall. The failure occurred because of the weakened section due to high-cycle fatigue.

5.9 Conclusion and recommendations

The present work allowed describing the complex fatigue failure of a bone-LCP assembly. According to a finite element analysis and to an estimation of the number of fatigue cycles, walking was enough to induce fatigue damages. The stress variation needed to initiate and propagate the fatigue cracks within the screws and the implant were estimated to be in the range of 400 MPa at $R = 0$. The implant geometry and the uncontrolled preload are possible causes of stress concentration. Nevertheless, final failure was probably caused by the fall of the patient since the critical failure stress was higher than the minimum ultimate tensile strength, $S_{ut\ min}$ and close to the typical ultimate tensile strength, $S_{ut\ typ}$.

In future work, careful attention will be given to the geometric stress raisers characterizing the implant. It will be intent to propose a new implant design more resistant to fatigue without compromising the installation versatility. In addition, an extended study will be necessary to investigate if the bolting procedure can be improved in order to reduce the cyclic load amplitude experienced by the screws and plate. An optimization analysis accounting for the number of screws, their position and their preload are under development. The ideal installation scenario will then be proposed to practitioners to assist surgery.

5.10 Acknowledgements

The authors would like to acknowledge the Fonds de recherche du Québec – Nature et technologies (FRQNT), the Fondation de Polytechnique Montreal and the Unité de participation et d’initiation à la recherche (UPIR) of Polytechnique Montreal for sponsoring this research. The authors are grateful to M. Gregory Musy and Ms. Audrey Parent for their contributions to the finite element analysis and the gait analysis, respectively.

5.11 References

- [1] D.L. Miller, T. Goswami. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing, *Clinical Biomechanics*. 22 (2007) 1049–1062.
- [2] G.C.A. Wood, D.R. Naudie, J. McAuley, R.W. McCalden. Locking compression plates for the treatment of periprosthetic femoral fractures around well-fixed total hip and knee implants, *J Arthroplasty*. 26 (2011) 886–892.
- [3] C. Sommer, E. Gautier, M. Müller, D.L. Helfet, M. Wagner. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP), *Injury*. 34 Suppl 2 (2003) B43–54.
- [4] Synthes. LCP Condylar Plate 4.5/5.0. Part of the LCP Periarticular Plating System, (2014).
- [5] ASTM. Standard Test Method for Optical Emission Vacuum Spectrometric Analysis of Stainless Steel by the Point-to-Plane Excitation Technique (E1086-08), in: *ASTM Standards* (03.05), 2008.
- [6] ASTM. Standard Test Methods for Rockwell Hardness of Metallic Materials (E18-15), in: *ASTM Standards* (03.01), 2015.
- [7] ASTM. Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (F138-13a), in: *ASTM Standards* (13.01), 2013.
- [8] J. B. Brunski. Metals: Basic Principles, in: *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, 3rd edition, Academic Press, Amsterdam, 2013: pp. 111–127.
- [9] R. H. Shetty. W. H. Ottersberg, Metals in Orthopedic Surgery, in: *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering*, CRC Press, New-York, 1995: pp. 509–540.
- [10] R. J. Narayan. Medical application of stainless steels, in: *ASM Handbook, Volume 23 : Materials for Medical Devices*, ASM International, 2012: pp. 199–210.
- [11] O.E.M. Pohler. Failures of Metallic Orthopedic Implants, in: *ASM Handbook, Volume 11: Failure Analysis and Prevention*, ASM International, 1986: pp. 670–694.
- [12] G. Cheung, P. Zalzal, M. Bhandari, J.K. Spelt, M. Papini. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading, *Medical Engineering & Physics*. 26 (2004) 93–108.
- [13] S.-H. Chen, M.-C. Chiang, C.-H. Hung, S.-C. Lin, H.-W. Chang. Finite element comparison of retrograde intramedullary nailing and locking plate fixation with/without an intramedullary allograft for distal femur fracture following total knee arthroplasty, *The Knee*. 21 (2014) 224–231.
- [14] A. Grujicic, M. LaBerge, X. Xie, G. Arakere, B. Pandurangan, M. Grujicic, et al.. Computational investigation of the relative efficacies of nail- and plate-type proximal femoral-fracture fixation implants, *Multidiscipline Modeling in Materials and Structures*. 7 (2011) 212–244.

- [15] D. Anitha, S.D. De, K.K. Sun, H.K. Doshi, T. Lee. Improving stability of locking compression plates through a design modification: a computational investigation, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 18 (2015) 153–161.
- [16] K. Stoffel, U. Dieter, G. Stachowiak, A. Gächter, M.S. Kuster. Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled?, *Injury*. 34, Supplement 2 (2003) 11–19.
- [17] S.L. Croker, J.G. Clement, D. Donlon. A comparison of cortical bone thickness in the femoral midshaft of humans and two non-human mammals, *HOMO - Journal of Comparative Human Biology*. 60 (2009) 551–565.
- [18] L. Cristofolini, M. Viceconti, A. Cappello, A. Toni. Mechanical validation of whole bone composite femur models, *Journal of Biomechanics*. 29 (1996) 525–535.
- [19] K.C. Moio, D.R. Sumner, S. Shott, D.E. Hurwitz. Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques, *Journal of Biomechanics*. 36 (2003) 599–603.
- [20] C. Tudor-Locke, C.L. Craig, Y. Aoyagi, R.C. Bell, K.A. Croteau, et al.. How many steps/day are enough? For older adults and special populations, *International Journal of Behavior Nutrition and Physical Activity*. 8 (2011) 80.
- [21] J.C. Newman Jr, I.S. Raju. Stress-intensity factor equations for cracks in three-dimensional finite bodies subjected to tension and bending loads, *Computational Methods in Mechanics of Fracture*. (1986) 311–334.
- [22] W.J. Jensen. Failures of Mechanical Fasteners, in: *ASM Handbook, Volume 11: Failure Analysis and Prevention*, ASM International, 1986: pp. 529–549.
- [23] E. Gautier, C. Sommer. Guidelines for the clinical application of the LCP, *Injury*. 34, Supplement 2 (2003) 63–76.

CHAPITRE 6 ARTICLE 2: INFLUENCE OF THE LOAD MODELING DURING GAIT ON THE STRESS DISTRIBUTION IN A FEMORAL IMPLANT

Article soumis dans *Journal of Biomechanics*, en date du 22 février 2017.

Auteurs : Benjamin Gervais, Aurelian Vadean, Myriam Brochu et Maxime Raison

6.1 Abstract

Introduction: When designing and installing implants, stress analyses should be performed in conditions close to those of everyday use. Specifically, for femoral implants, cyclic loading during gait has been demonstrated to produce fatigue failure. However, there is still no consensus in the literature regarding which modeling procedure is the most appropriate to simulate implant working conditions. This work proposes a method for realistic load modeling of the human body during gait based on flexible multibody dynamics.

Method: The proposed dynamic method was applied to a case study of a lower limb implant that failed by fatigue. The computed stresses were compared to the stresses obtained using the other three methods found in the literature, which are principally based on static or quasi-static load modeling.

Results: For all compared methods, the maximum computed stress was located in the same region of the implant. The maximum stress provided using flexible multibody dynamics was equal to 346 MPa, which was 355% greater than the maximum value given by the static method and 18% greater than the value given by the quasi-static method.

Discussion and conclusion: The proposed dynamic method was in agreement with the conclusions of the previous failure analysis performed on the broken implant. Conversely, the static and quasi-static methods were not representative of the real loading conditions induced by gait. Moreover, the dynamic method emphasizes the pertinence of evaluating the fluctuations in the critical stress during the gait cycle, which is mandatory when studying fatigue failures.

Keywords: Flexible multibody dynamics, fatigue, finite element analysis, locking compression plate, component mode synthesis, Craig-Bampton.

6.2 Introduction

When designing orthopedic implants, stress analyses must be performed to evaluate the safety factors related to their material strength properties [1]. These factors are required by national health administrations for pre-market approval [2]. One of the main challenges is performing these stress analyses in conditions close to everyday use [3]. In particular, for lower limb implants, these conditions are driven by the gait, as it is the main lower limb motor function [4]. In addition, variable but cyclic loading during gait may produce fatigue failure [1]. Therefore, the stress induced is typically obtained non-invasively by studying the bone-implant system, which can be either simulated or measured [5].

The typical method used to compute the stress distribution along a lower limb implant during gait is finite element modeling (FEM). Considering FEM, the load modeling consists of defining the most realistic forces and moments during gait. Three methods are typically used for such load modeling, which we will label throughout the paper according to their comprehensiveness: the “*static*” method, “*improved static*” method and “*quasi-static*” method.

The *static* method considers only the patient’s body weight as a compression force on the bone-implant system. Studies using this method model a case of a single leg stance [6–9]. The *improved static* method is a derivative of the previous method in which the patient’s body weight is multiplied by a scale factor. This method considers that gait induces a greater load than that from the body weight alone [10]. A scale factor of 2.5 has commonly been used in the literature [5,11,12]. In the *quasi-static* method, the maximum loads during gait are applied to the bone-implant system. The studies using this method identify and simulate the critical instance during a gait cycle but do not consider the dynamics of human movement [13–15].

There is still no consensus regarding which modeling procedure is most appropriate for a stress analysis dedicated to the design of implants. The reported stresses were found to be between 34 and 396 MPa [5,9], which illustrates the discrepancy in the literature results. Moreover, only one numerical study [11] considered fatigue failure by calculating the equivalent stress amplitude from the maximum computed stress. To perform an accurate fatigue analysis, the present work proposes a novel method, referred to as “*dynamic*”, based on flexible multibody dynamic modeling. This method consists of a finite element model combined with a multibody dynamic model of the lower limb. This method enables the load orientation and magnitude to be

considered at each instance of the gait cycle. To our knowledge, thus far, the flexible multibody approach has been applied to only bone analysis of the femur [16–18] and tibia [19–21]. None of these studies incorporated a lower limb implant.

The objective of this study was to evaluate the influence of the load modeling on the stress distribution in an implant during gait. The four methods were applied to a femoral locking compression plate (LCP) case study, and the maximum value and distribution of the stresses were computed for comparison purposes. This type of implant had already failed by fatigue [22], thus demonstrating the interest in developing the proposed *dynamic* method that evaluates the fluctuation of the critical stress during a complete gait cycle, which determines the fatigue life of the implant.

6.3 Study subject

The LCP studied was installed on the left broken femur of a 55-year-old man (height: 171 cm; weight: 94 kg). A LCP with 10 holes (length: 242 mm) was selected by the surgeon, and 11 screws were used for the installation, as shown on the postoperative radiography (Figure 6.1a). Failure of the implant was determined (Figure 6.1b) following an unexpected fall of the patient. As noted in section 6.2, a failure analysis was performed and revealed evidence of fatigue damage [22]. According to the estimated number of cycles before failure (10^6), the stress amplitude at the failure plane was determined to be approximately 200 MPa for a stress ratio of $R = 0$, leading to a maximum stress of approximately 400 MPa.

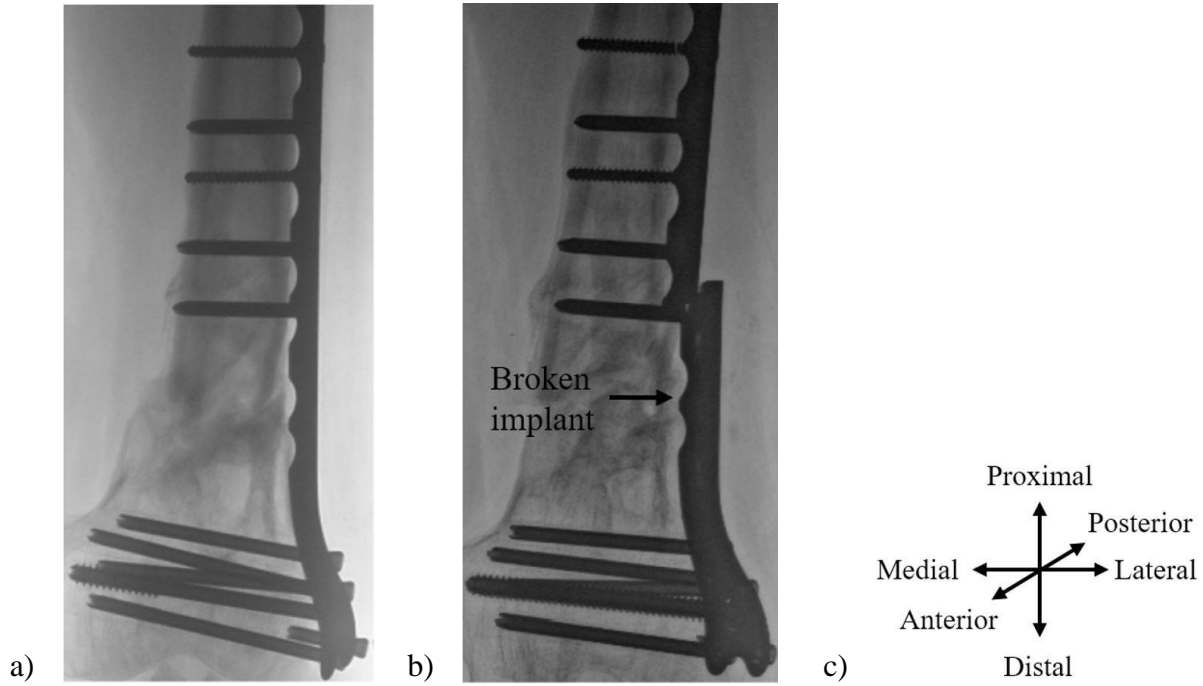


Figure 6.1 : Radiographies of the femur and femoral implant assembly from the case study: (a) before and (b) after the fatigue failure. The anatomical directions are shown for positioning purposes (c).

6.4 Modeling methods

In the four modeling methods, the same finite element model was used to compute the implant stresses. The difference was the load modeling, which is explained in each of the sub-sections below.

6.4.1 Static and improved static methods

Geometry

The geometry of the femur, δ_f , was taken from the open-source Vakhum European database [23]. The length of the femur was adjusted to 360 mm to fit the actual length of the subject femur. The thickness of the cortical bone was set to 7 mm for an average human femur [24], and a fracture zone of 10 mm was positioned in the distal part of the bone, which matches the radiography (Figure 6.1a).

The dimensions for the implant geometry, δ_i , were measured on the broken implant and are shown on Figure 6.2. Ten of the eleven screws were modelled as simple cylinders with diameters of 5 mm. Only one screw in the middle of the epiphyses was modelled as having a diameter of 7 mm to comply with the actual installation. As shown in Figure 6.1, five screws were used to fix the implant diaphysis, and six were used for the epiphysis.

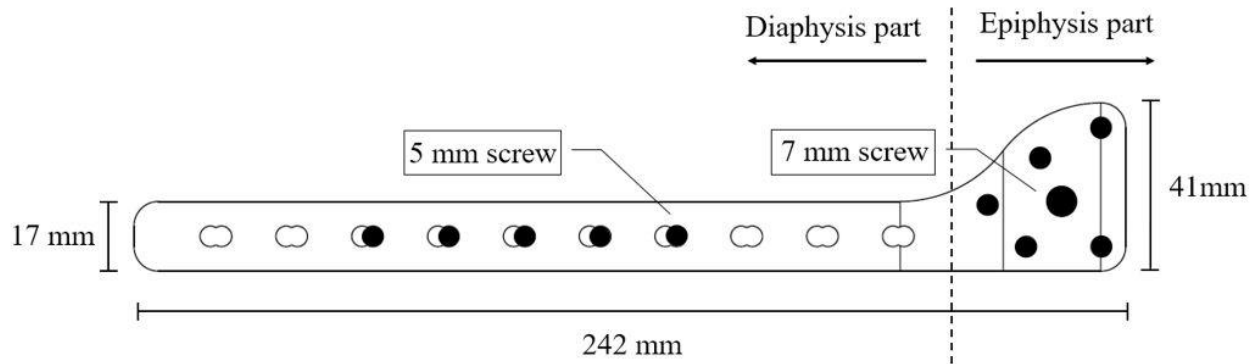


Figure 6.2 : Implant geometry with the position of the screws. The thickness of the implant was 5 mm.

Meshing

The femur geometry was globally meshed using tetrahedral elements, with the exception of the fracture zone, where hexahedral elements were applied. The LCP and screws were also meshed with hexahedral elements. The total number of nodes for the combined models was 118 796. A convergence study was conducted to determine the impact of the meshing characteristics on the results. For all methods, the mesh refinement resulted in a stress variation of less than 2%.

Material

The bone's elastic properties and density are presented in Table 6.1. A Young's modulus (E_b) of 20 GPa was used for healthy bone [25]. A Young's modulus of 1 GPa (E_f) was selected for the fracture zone [26], which is representative of the 1-week healing process [27]. This approach is conservative, as the bone will gradually heal and will undertake increased loading and the PCV loading will decrease. A typical density of 1.8 g/cm³ (ρ_b and ρ_f) [28] and a Poisson's ratio of 0.3 (ν_b and ν_f) [25] were used to characterize both the healthy and fracture regions of the bone.

The implant elastic properties and density (E_s , ν_s and ρ_s), found in Table 6.1, were defined according to typical 316L stainless steel [29].

Table 6.1 : Material properties of the healthy bone, fracture zone and 316L stainless steel used in the FEM.

	Young modulus, E [GPa]	Poisson ratio, ν [-]	Density, ρ [g/cm ³]
Healthy bone (b)	20	0.3	1.8
Fracture zone (f)	1	0.3	1.8
316L stainless steel (s)	192	0.3	8.0

Contact between components

The contacts define the mechanical interactions between the three components: the bone, screws and implant. Merging adjacent nodes created these interactions. These nodes belong to both components involved and are required to model the load transfer.

Interface nodes for boundary conditions and loading

Two interface nodes were created to define the location where the boundary conditions and the loading of each method were applied. These two nodes correspond to the center of the femoral head and the center of the knee articulation, as shown in Figure 6.3a. The nearby surface nodes from both femoral epiphyses were connected to these two nodes via 1D rigid elements (shown in green in Figure 6.3).

Boundary conditions and loading

The *static* method is the simplest method, as only the body weight was considered. Because the subject's weight was 94 kg, the compression force, F_A , was 922 N and was applied to the mechanical axis of the femur, as shown in Figure 6.3a. In the *improved static* method, the compression force, F_A , was multiplied by a scale factor of 2.5 [10]. A new compression force, F_{A2} , of 2305 N was applied in the same direction as in the *static* method. For both methods, the femoral distal extremity (knee interface node) was considered to be clamped.

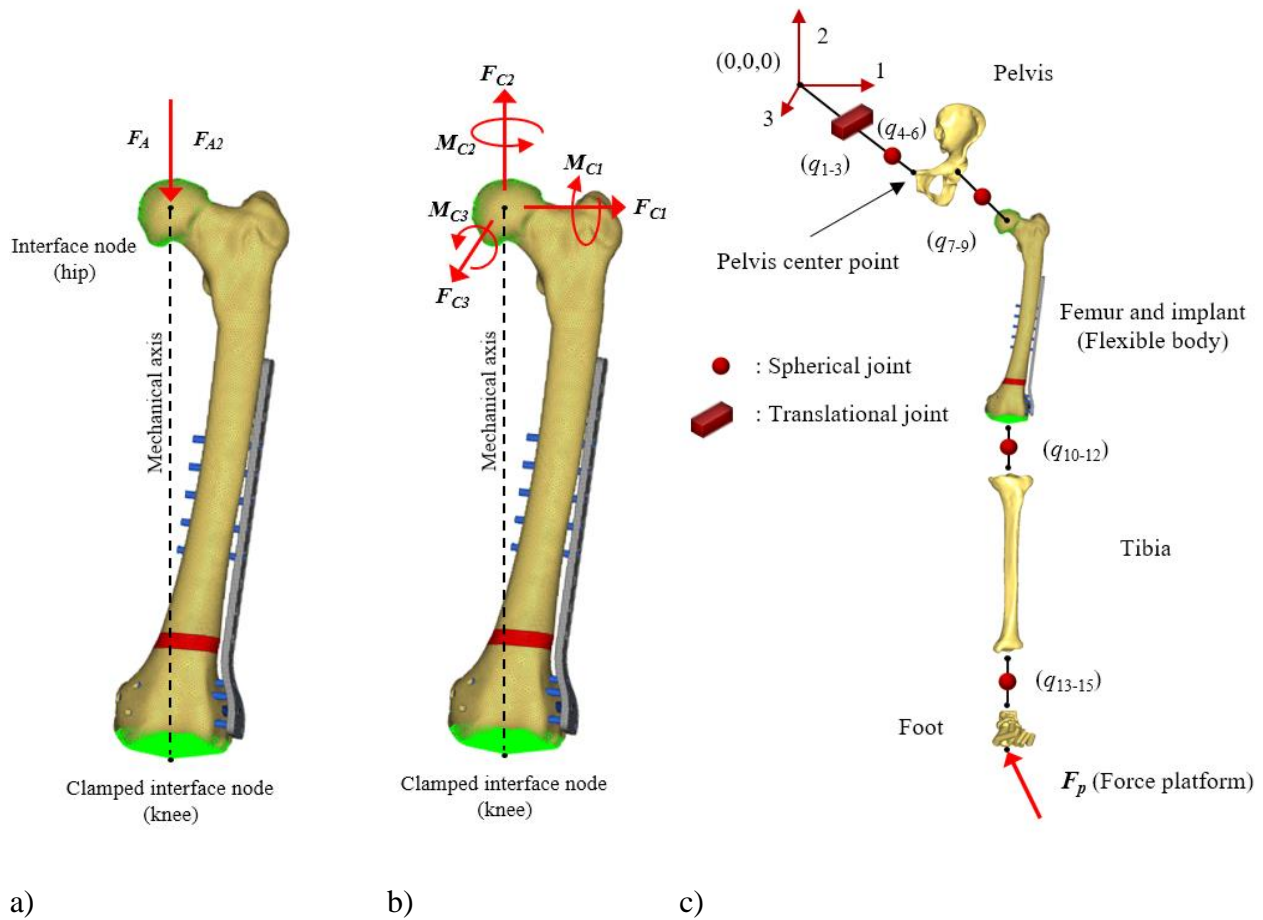
Static and improved staticQuasi-staticDynamic

Figure 6.3 : Models used in the four methods of load modeling: *static* and *improved static* model (a), *quasi-static* model (b) and *dynamic* model (c).

6.4.2 Quasi-static method

For the quasi-static method, the same FEM was used, as shown in Figure 6.3b, but the load model was changed. The loading was defined by a joint load computation based on a gait analysis performed in the laboratory. The overall process is shown in Figure 6.4 and described in the next section.

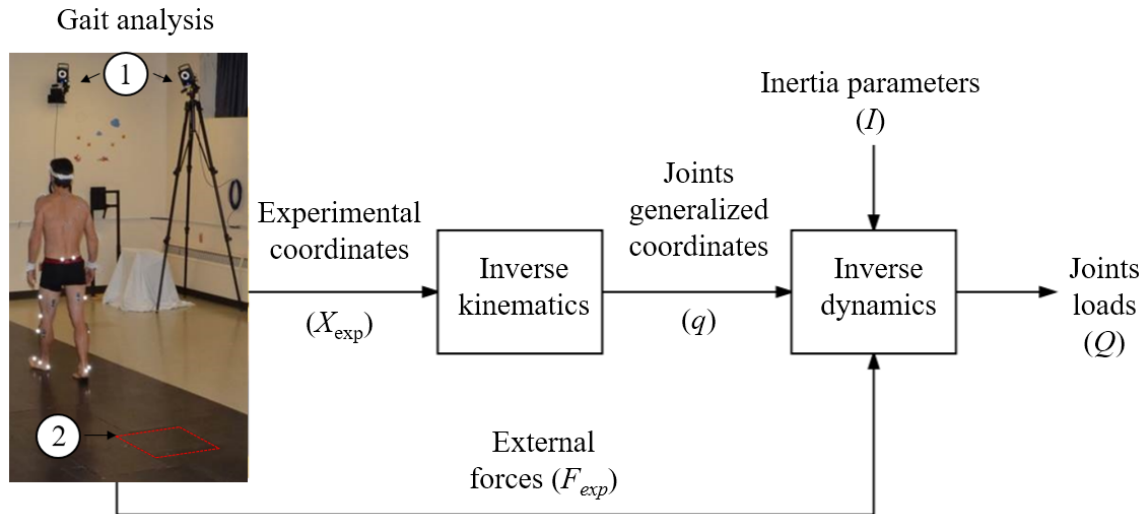


Figure 6.4 : Joint load computation process for the *quasi-static* method, where the two parallel systems for data acquisition are identified (1. Motion capture system and 2. Force platform system).

Gait analysis

The desired data with this gait analysis were gathered during one gait cycle, which begins when the subject's left heel touches the ground and ends when the same heel touches the ground a second time. To collect the data, the subject was asked to walk at a constant speed on a 10-m-long path. The experiments were approved by the Research Ethics Board of Ste-Justine University Hospital Center, and the participant provided written informed consent.

Two parallel systems were collecting data during the gait analysis:

1. A motion capture system (#1 in Figure 6.4), which was composed of 12 *T40S* cameras (Vicon, Oxford, UK), was used to collect the kinematics data. The cameras were recording the 3D experimental coordinates, \mathbf{X}_{exp} , of 16 reflective markers placed on each part of the two lower limbs: pelvis (4), femur (2), tibia (2), and foot (2). The locations of these anatomical markers were prescribed by Davis et al. [30].
2. A force platform system (#2 in Figure 6.4), which was composed of an *Optima* platform (AMTI, Watertown, Massachusetts, USA), was used to collect the kinetics data. These data were the reaction forces and moments, \mathbf{F}_{exp} , when the subject was walking on the platform with his left leg.

Joint loads computation

To compute the joint loads, an inverse kinematic process was first performed using the *Nexus* software (Vicon, Oxford, UK). This optimization process [31] describes the experimental marker coordinates, \mathbf{X}_{exp} , as the joint generalized coordinates, \mathbf{q} , at each time frame of the gait cycle.

The joint loads, \mathbf{Q} , were then calculated from an inverse dynamics process also performed by the *Nexus* software (Vicon, Oxford, UK). In this software, the lower limb model was implemented according to Davis et al. [30], and the inertia parameters, \mathbf{I} , were obtained from predictive regression equations [32]. According to this joint load computation, the maximum hip forces and moments during gait were applied to the hip interface node. These joint loads are presented in Table 6.2 and are typical according to Neckel et al. [33]. The femoral distal extremity (knee interface node) was modelled as clamped (Figure 6.3b).

Table 6.2 : Hip loads at 48% of the gait cycle applied to the bone-implant system using the *quasi-static* method.

F_{C1}	F_{C2}	F_{C3}	M_{C1}	M_{C2}	M_{C3}
7 N	-738 N	156 N	-85 Nm	8 Nm	45 Nm

6.4.3 Dynamic method

In the proposed *dynamic* method, the presented FEM was integrated in a lower limb multibody dynamics model to create a flexible multibody dynamics model. The overall process is presented in Figure 6.5 and described in the next section.

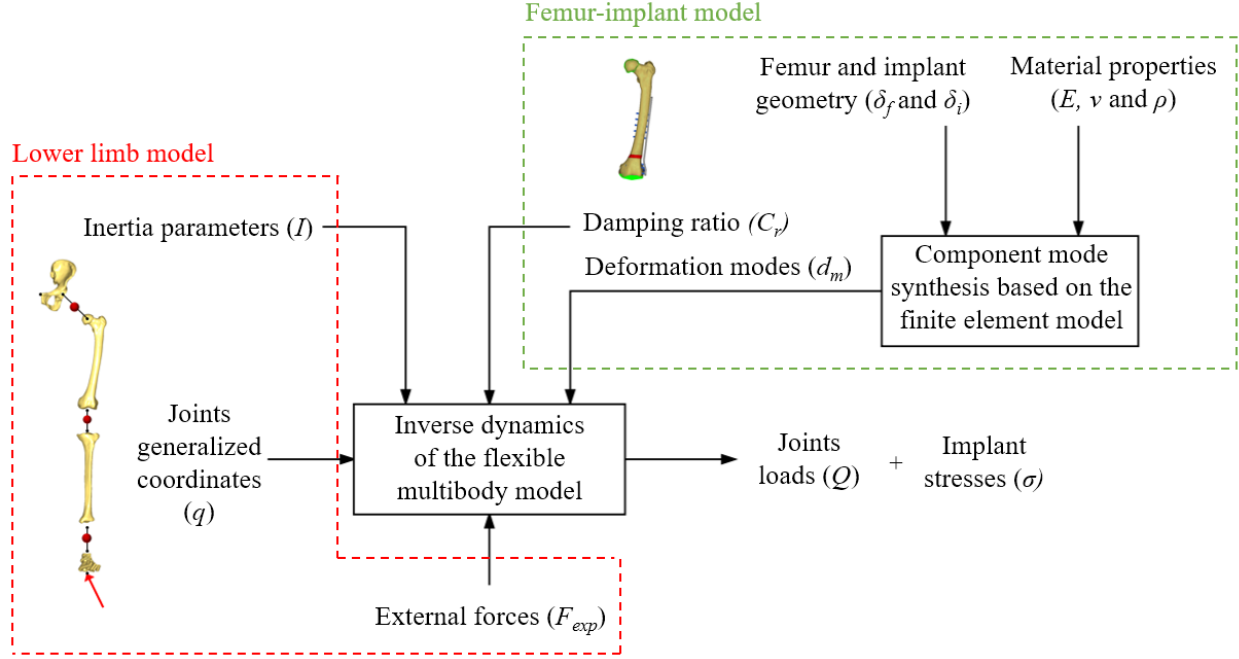


Figure 6.5 : Flexible multibody dynamics process.

Gait analysis

The same gait analysis as was detailed in the *quasi-static* method was used to define the lower limb model. Therefore, the *dynamic* model was based on the same experimental coordinates, X_{exp} , and same external forces, F_{exp} .

Joint loads computation

In the *dynamic* method, the lower limb model was completely implemented in the *Motionview* software (Altair HyperWorks, Troy, Michigan, USA) rather than using the existing *Nexus* model. This choice was made because the *Motionview* software handles the flexible multibody dynamics modeling. However, the inverse kinematics of *Nexus* was still used to define the joint generalized coordinates of the lower limb model, q_i , found in Figure 6.3c. These coordinates define the motions of the model during gait.

The topology of the lower limb model was defined according to Davis et al. [30]. The model was composed of the pelvis, femur, tibia and foot, which were all rigid bodies except for the femur, which was part of the flexible body, as shown in Figure 6.3c. The pelvis was selected as the base of the model with 6 degrees of freedom (DoFs) (q_{1-6}). Spherical joints (3 DoFs) were used to model the hip, knee and ankle joints (q_{7-9} , q_{10-12} and q_{13-15} , respectively). According to ISB

recommendations [34], all spherical joints were defined using a Cardan angle sequence, which successively represents the flexion-extension (axis 1), abduction-adduction (axis 3) and external-internal rotation (axis 2). The inertia parameters, \mathbf{I} , of each rigid body were also calculated from the predictive regression equations [32].

The joints loads were then calculated from an inverse dynamics process performed by *Motionview*. The obtained joints loads were compared to the loads from the *Nexus* model, which is used as the gold standard in this study. This ensured that the proposed multibody model was consistent with the actual subject loads during gait.

Flexible body of the femur-implant assembly

In the *dynamic* method, the presented FEM (δ_f , δ_i , E , ρ and ν) was incorporated in the lower limb model to define the loading conditions of the implant during gait. The flexible body of the femur-implant model was generated using a component mode synthesis process based on the work of Craig and Bampton [35]. This process reduces the large number of nodal DoFs associated with the FEM and consists of describing the deformation of the system in modal coordinates instead of nodal coordinates.

From this component mode synthesis, seven deformation modes, d_m , were selected according to their contributions to the total strain energy of the model during gait. A contribution threshold of 2% was used according to studies that are using flexible multibody modeling for lower limb analyses [16–21]. The seven selected modes are presented in Figure 6.6, and a critical damping ratio, C_r , of 10 was applied to each mode to keep the joint load consistent with the gold standard. The stresses were computed from these 7 deformation modes according to the hip and knee joint loads during gait.

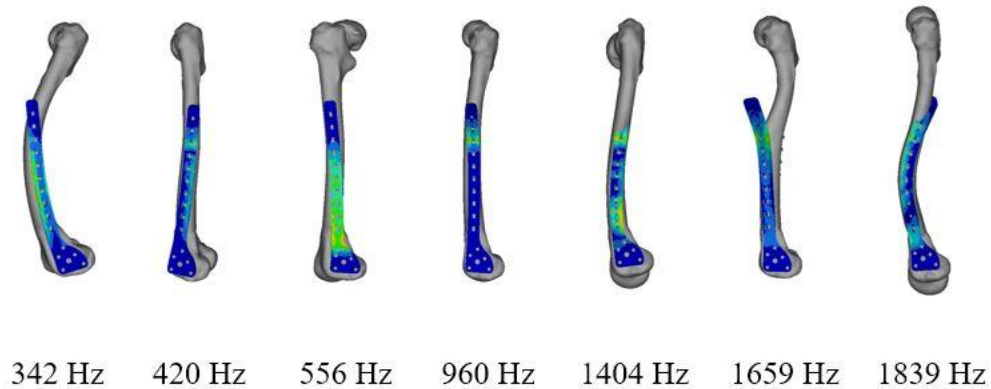


Figure 6.6 : The 7 selected deformation modes from Craig-Bampton with their associated frequencies.

6.5 Results

The distributions of the Von Mises stress computed using each method are shown in Figure 6.7. The maximum Von Mises stress increased with an increase in the modeling complexity: *static* (76 MPa), *improved static* (188 MPa), *quasi-static* (293 MPa), and *dynamic* (346 MPa). In other words, the maximum stress obtained with the *dynamic* method was 355%, 84% and 18% greater than those obtained with the *static*, *improved static* and *quasi-static* methods, respectively. The presented result for the *dynamic* method (Figure 6.7) corresponds to the instant at which the greatest stress was observed, which was at 48% of the gait cycle, as shown in Figure 6.8. This instant is just before the ground contact of the opposite foot (right foot), which was also observed in a bone strain computation of the lower limb during gait [21].

The *dynamic* method also provides the critical stress at each instant of the gait cycle, as presented in Figure 6.8. The stance and swing phases of the left leg are shown on the graph. The stance phase starts with the initial contact of the left foot (0%) and ends with the left foot toe-off (63%), which is identified by the red color. The toe-off (16%) and the initial contact (50%) of the right foot are also presented but with a green color. As noted in section 6.3, the implant was installed on the left leg, but the right leg phases are also presented for load carrying description and will be discussed in section 6.6.

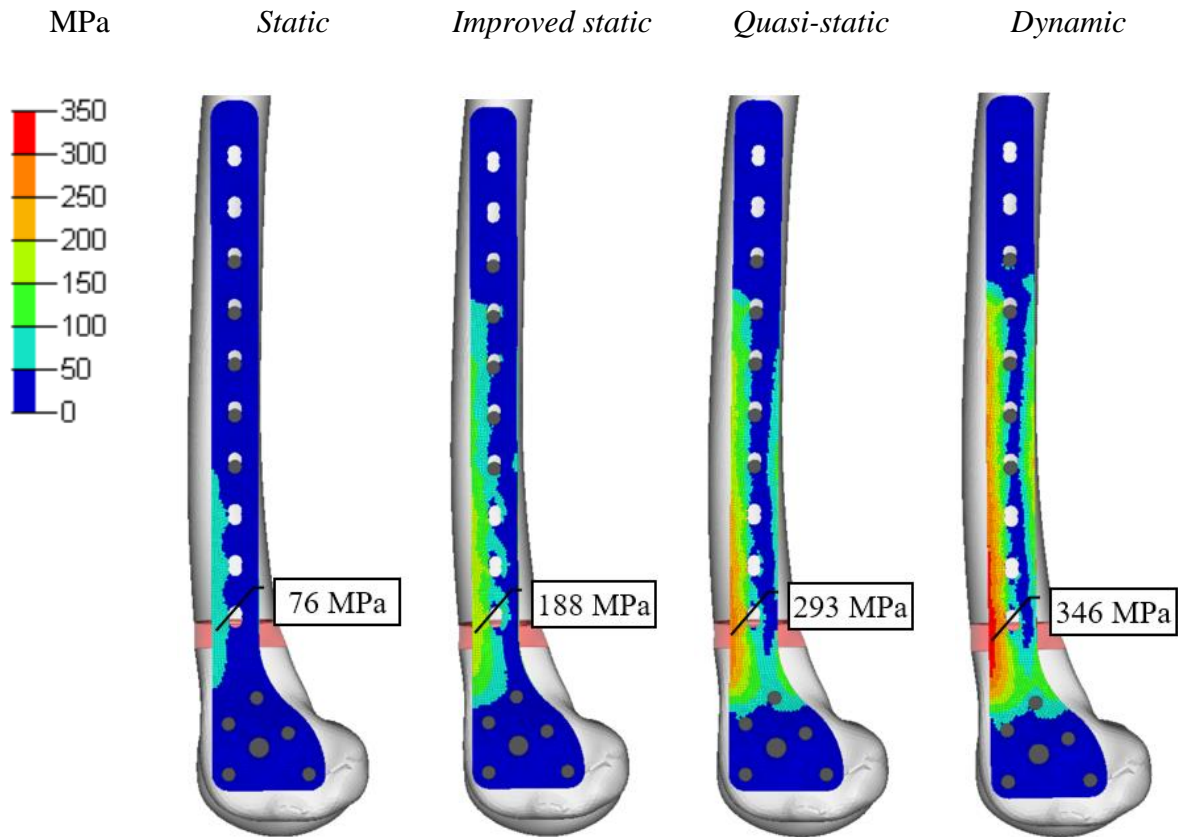


Figure 6.7 : Stress distribution in the implant obtained with the four methods of load modeling, where the maximum Von Mises stresses are identified.

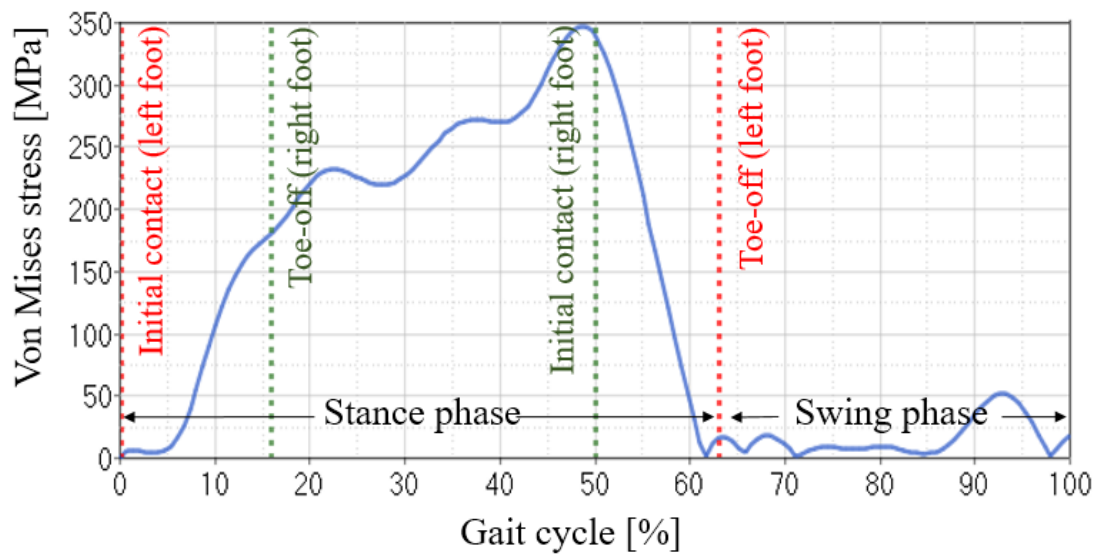


Figure 6.8 : Fluctuation of the maximum Von Mises stress during one gait cycle obtained with the *dynamic* method, where the phases of gait are identified.

6.6 Discussion

The main observation of this study was the large variation in the maximum stresses computed using the four methods (Figure 6.7). However, the following paragraph first discusses the similarity between the results.

As shown in Figure 6.7, similar stress distributions are obtained using the four methods. The computed maximum stress was always located in the diaphysis part of the implant (as identified in Figure 6.2) and before the enlargement of the plate. Specifically, the location is on the lateral anterior edge of the implant. This observation is consistent with the two main bending modes induced by gait (negative axis 1 and positive axis 3 in Figure 6.3), which are in agreement with the study by Speirs et al. [36]. This also highlights that the four methods consider the correct loading mode induced by gait. Moreover, failures of the LCPs commonly occur in this region of the implant [37].

Additionally, in Figure 6.7, the maximum stress value increases from 76 MPa to 346 MPa, i.e., from the simplest method (i.e., *static*) to the most complex one (i.e., *dynamic*). This increase can be explained as follows. First, the *static* method considers only the body weight in the load modeling (Figure 6.3a), which induces a stress that is 355% less than that determined using the *dynamic* method (Figure 6.7). The 76 MPa maximum stress predicted by the *static* method would result in an infinite fatigue life of the implant if a stress ratio of $R = 0$ is assumed, as the maximum stress at the endurance limit was 394 MPa for $R = 0$ [29]. This result (76 MPa) was not in agreement with the failure analysis in our case study [22]. Second, the *static* and *improved static* models do not account for the ground reaction moments measured by the force platforms, i.e., $M_{C1} = -85$ Nm, $M_{C2} = 8$ Nm and $M_{C3} = 45$ Nm (Table 6.2). These moments are considered only in the *quasi-static* and *dynamic* models, and accordingly, the joint torques during gait and maximum stress values in the implant increased. These moments contribute to 55% of the computed stress when using the *quasi-static* method (Figure 6.7) and explain why the maximum stress obtained with the *improved static* method was still 84% less than the maximum stress predicted with the *dynamic* method even when multiplying the load by a scale factor of 2.5. This demonstrates that the actual moments during human gait, which are not incorporated in the *static* and *improved static* methods, must be considered when modeling a lower limb implant.

When comparing the *quasi-static* and *dynamic* methods (Figure 6.3b and 6.3c), a difference of 18% remains (Figure 6.7). This difference can be explained by the inertia parameters, velocities and accelerations, which are ignored in the *quasi-static* method. By considering these inertia parameters, the *dynamic* method provides results that best represent the implant loading conditions during gait.

Furthermore, the maximum stress of 346 MPa obtained using the proposed *dynamic* method (Figure 6.7) is in agreement with the failure analysis in our case study. As noted in section 6.3, based on the material properties [29], a maximum stress of 400 MPa (stress amplitude of 200 MPa at $R = 0$) is necessary to cause fatigue failure within 2 years of walking activity. Considering the surface imperfections and geometry particularities, a maximum stress slightly less than 400 MPa may have initiated fatigue failure. Moreover, our study was limited to gait, and the patient could have been subject to more important efforts in daily life. For example, stair climbing is 83% more energy consuming than walking [10] and could lead to a stress amplitude greater than the 346 MPa obtained using the *dynamic* method (Figure 6.7).

In addition to its more accurate stress prediction, the *dynamic* method also has the advantage of presenting the temporal evolution of the stress during one complete gait cycle (Figure 6.8). This stress evolution is not as simple as a sinusoidal curve. According to Figure 6.8, the stress fluctuates in an irregular manner, and the majority of the fluctuations occur during the stance phase of the gait cycle. This result is logical, as the left foot is no longer touching the ground during the swing phase. Figure 6.8 also confirms that a stress ratio of $R = 0$ accurately characterizes the cyclic load in the implant, because the stress is going from zero to maximum value. This demonstrates that the endurance limit was correctly defined for the failure analysis in our case study.

For the design and installation of implants, it can be useful to identify the moments at which the stress peaks appear. The first peak (231 MPa) occurs after right foot toe-off that is 22% through the gait (Figure 6.8), when all the body weight is carried by one leg. Next, the stress continues to increase until the highest peak at 48% (346 MPa). At this instant, the body pushes on the ground to move forward, and the greatest loads are induced, which was also observed by Nazer et al. [21]. The stress starts decreasing at 50% of the gait cycle because the initial contact of the right

foot creates a double support that reduces the load carried by the left leg. The stress finally sharply drops during the terminal stance phase until the left foot toe-off at 63%.

In terms of limitations of the *dynamic* method that we have proposed, in addition to the fact that it is limited to gait in this study, this method based on component mode synthesis induces a certain loss of accuracy [38]. The related error is expected to be less than the approximations made when using the three other modeling methods discussed herein. Nevertheless, future analyses would be pertinent to quantify the error associated with this synthesis.

6.7 Conclusion

The general objective of this study was to evaluate the influence of the load modeling on the stress distribution in a femoral implant during gait. This was achieved by applying three common methods (*static*, *improved static* and *quasi-static*) and one novel method (*dynamic* method) to study a LCP. The main results showed that the load modeling had a considerable impact on the predicted maximum stress. The maximum stress computed with the *dynamic* method (346 MPa) is in agreement with the maximum stress needed to cause fatigue failure after 2 years of walking activity (400 MPa). Conversely, the *static* method largely underestimates this critical stress. Moreover, the flexible multibody approach used in this *dynamic* method evaluates the stress fluctuation during a complete gait cycle, which is critical for fatigue damage. Our results indicate that the *dynamic* method should be prioritized over the other methods to compute the stress evolution within lower limb implants, particularly in the context of fatigue analysis. This method is the basis for the development of future tools that will assist in the design and installation of lower limb implants with the objective of increasing their mechanical durability.

6.8 Conflict of interest statement

None of the authors have conflicts of interest.

6.9 Acknowledgements

The research project was funded by the Fonds de recherche du Québec – Nature et technologies (FRQNT) and the Fondation de Polytechnique Montreal. The authors acknowledge Ms. Audrey Parent for her contribution to the clinical gait analysis.

6.10 References

- [1] O.E.M. Pohler, Failures of Metallic Orthopedic Implants, in: ASM Handbook, Volume 11: Failure Analysis and Prevention, ASM International, 1986: pp. 670–694.
- [2] Food and drug administration, Bringing an innovative device to market: Premarket approval (PMA) of medical devices, (2014).
- [3] X. Wang, T. Wang, F. Jiang, Y. Duan, The hip stress level analysis for human routine activities, *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.* 17 (2005) 153–158.
- [4] I.-M. Lee, D.M. Buchner, The importance of walking to public health, *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 40 (2008) S512-518.
- [5] J.C. Arnone, A. Sherif El-Gizawy, B.D. Crist, G.J. Della Rocca, C.V. Ward, Computer-Aided Engineering Approach for Parametric Investigation of Locked Plating Systems Design, *Journal of Medical Devices.* 7 (2013) 021001–021001.
- [6] C. Rankovic, B. Ristic, M. Kojic, Internal fixation of femoral bone comminuted fracture - FE analysis, *Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics.* 1 (2007) 120–128.
- [7] G. Wang, D. Wang, J. Mao, Y. Lin, Z. Yin, B. Wang, Y. He, S. Sun, Three dimensional finite-element analysis of treating Vancouver B1 periprosthetic femoral fractures with three kinds of internal fixation, *International Journal of Clinical and Experimental Medicine.* 9 (2016) 7557–7564.
- [8] S.-H. Chen, M.-C. Chiang, C.-H. Hung, S.-C. Lin, H.-W. Chang, Finite element comparison of retrograde intramedullary nailing and locking plate fixation with/without an intramedullary allograft for distal femur fracture following total knee arthroplasty, *The Knee.* 21 (2014) 224–231.
- [9] D. Anitha, S.D. De, K.K. Sun, H.K. Doshi, T. Lee, Improving stability of locking compression plates through a design modification: a computational investigation, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 18 (2015) 153–161.
- [10] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics.* 34 (2001) 859–871.
- [11] G. Chen, B. Schmutz, M. Wulschleger, M.J. Pearcy, M.A. Schuetz, Computational investigations of mechanical failures of internal plate fixation, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine.* 224 (2010) 119–126.
- [12] A.R. MacLeod, P. Pankaj, A.H.R.W. Simpson, Does screw-bone interface modeling matter in finite element analyses?, *Journal of Biomechanics.* 45 (2012) 1712–1716.
- [13] J. Cegoñino, J.M. García Aznar, M. Doblaré, D. Palanca, B. Seral, F. Seral, A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 7 (2004) 245–256.
- [14] S. Nobari, H.R. Katoozian, S. Zomorodimoghadam, Three-dimensional design optimisation of patient-specific femoral plates as a means of bone remodeling reduction, *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 13 (2010) 819–827.

- [15] C.J. Wang, A.L. Yettram, M.S. Yao, P. Procter, Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur, *Medical Engineering & Physics*. 20 (1998) 677–683.
- [16] A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Mikkola, A. Heinonen, H. Sievänen, Flexible multibody approach in forward dynamic simulation of locomotive strains in human skeleton with flexible lower body bones, *Multibody System Dynamics*. 25 (2011) 395–409.
- [17] A. Kłodowski, A. Valkeapää, A. Mikkola, Pilot study on proximal femur strains during locomotion and fall-down scenario, *Multibody System Dynamics*. 28 (2012) 239–256.
- [18] A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, The use of the flexible multibody approach for lower body skeletal loading analysis, *IUTAM Symposium on Human Body Dynamics*. 2 (2011) 93–100.
- [19] R. Nazer, A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, A full body musculoskeletal model based on flexible multibody simulation approach utilised in bone strain analysis during human locomotion, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 14 (2011) 573–579.
- [20] R. Nazer, A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, Analysis of dynamic strains in tibia during human locomotion based on flexible multibody approach integrated with magnetic resonance imaging technique, *Multibody System Dynamics*. 20 (2008) 287–306.
- [21] R. Nazer, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, Flexible multibody simulation approach in the analysis of tibial strain during walking, *Journal of Biomechanics*. 41 (2008) 1036–1043.
- [22] B. Gervais, A. Vadean, M. Raison, M. Brochu, Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant, *Case Studies in Engineering Failure Analysis*. 5–6 (2016) 30–38.
- [23] Université libre de Bruxelles, Virtual Animation of the Kinematics of the Human for Industrial, Educational and Research Purposes, Vakhum Public Dataset. (2003). <http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/> (accessed November 24, 2016).
- [24] S.L. Croker, J.G. Clement, D. Donlon, A comparison of cortical bone thickness in the femoral midshaft of humans and two non-human mammals, *HOMO - Journal of Comparative Human Biology*. 60 (2009) 551–565.
- [25] C.H. Turner, J. Rho, Y. Takano, T.Y. Tsui, G.M. Pharr, The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques, *Journal of Biomechanics*. 32 (1999) 437–441.
- [26] S.M. Perren, A. Fernandez, P. Regazzoni, Understanding Fracture Healing Biomechanics Based on the “Strain” Concept and its Clinical Applications, *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*. 82 (2015) 253–260.
- [27] S. Hoppenfeld, V.L. Murthy, *Treatment and Rehabilitation of Fractures*, Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [28] I.P. Herman, *Physics of the Human Body*, Springer Science & Business Media, 2007.
- [29] R. J. Narayan, Medical application of stainless steels, in: *ASM Handbook, Volume 23 : Materials for Medical Devices*, ASM International, 2012: pp. 199–210.

- [30] R.B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski, J.R. Gage, A gait analysis data collection and reduction technique, *Human Movement Science*. 10 (1991) 575–587.
- [31] T.W. Lu, J.J. O'Connor, Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints, *J Biomech*. 32 (1999) 129–134.
- [32] D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, 2009.
- [33] N.D. Neckel, N. Blonien, D. Nichols, J. Hidler, Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 5 (2008) 19.
- [34] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes, Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics, ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics, *J Biomech*. 35 (2002) 543–548.
- [35] M.C.C. Bampton, R.R. Craig, Coupling of substructures for dynamic analyses, *AIAA Journal*. 6 (1968) 1313–1319.
- [36] A.D. Speirs, M.O. Heller, G.N. Duda, W.R. Taylor, Physiologically based boundary conditions in finite element modeling, *Journal of Biomechanics*. 40 (2007) 2318–2323.
- [37] H.A. Vallier, T.A. Hennessey, J.K. Sontich, B.M. Patterson, Failure of LCP condylar plate fixation in the distal part of the femur. A report of six cases, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 88 (2006) 846–853.
- [38] K.-J. Bathe, J. Dong, Component mode synthesis with subspace iterations for controlled accuracy of frequency and mode shape solutions, *Computers & Structures*. 139 (2014) 28–32.

CHAPITRE 7 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Ce chapitre présente les résultats concernant l'influence de la longueur de la plaque sur le comportement mécanique de l'assemblage os-implant. La sensibilité du modèle dynamique est observée sur deux variables critiques de cette installation, soit la distribution de la contrainte dans l'implant et la déformation de la fracture. Ces deux variables permettent de vérifier que la guérison de l'os se fait dans un environnement favorable, tout en évitant le bris de l'implant. La méthode associée à cette étude a été présentée dans la section 4.4, où les quatre longueurs de PCV y sont définies ($L1 = 170$ mm, $L2 = 206$ mm, $L3 = 242$ mm et $L4 = 278$ mm). Les résultats de cette section sont prélevés à 48% du cycle de marche, soit lors de la plus grande sollicitation, comme démontré dans l'article 2.

Distribution des contraintes dans la PCV

La distribution des contraintes Von Mises est présentée pour les quatre longueurs de PCV sur la Figure 7.1. Dans les quatre modèles, la contrainte maximale est relevée au même endroit, soit sur le côté antérieur et latéral de la PCV dans la région de la première vis située près de la fracture. Les contraintes maximales pour chaque longueur sont exposées dans le Tableau 7.1. Ces contraintes se situent entre 242 MPa et 290 MPa. On remarque que la contrainte maximale augmente lorsqu'on allonge la plaque. Une augmentation de 20% est relevée sur la plaque la plus longue, L4, par rapport à la plus courte, L1.

De plus, le volume où la contrainte excède 200 MPa a été mesuré et est présenté dans le Tableau 7.1. Le seuil de 200 MPa est choisi arbitrairement pour quantifier la différence sur la distribution des contraintes entre les quatre longueurs de PCV. Sur la Figure 7.1, le volume de contraintes élevées est représenté par la zone de couleur rouge, et ce pour chaque longueur de plaque. Ce volume de contraintes élevées augmente avec la longueur de la PCV, en passant de 48 à 360 mm³. On constate donc un volume 7,5 fois plus élevé sur la plaque la plus longue, L4, en comparaison avec la plus courte, L1. Ce volume permettra de discuter sur l'influence de la longueur de la plaque sur la tenue en fatigue de l'implant, en termes d'initiation de fissures.

Déformation de la fracture

La déformation de la fracture, mesurée selon la définition de Perren et al. [12], est affichée dans le Tableau 7.1. Comme mentionnée dans la section 4.4, la valeur affichée correspond à la

déformation maximale de quatre mesures. La mesure postérieure s'avère être la valeur maximale pour tous les cas analysés. Les courbes représentant l'évolution de ces déformations sur tout un cycle de marche sont présentées dans l'Annexe E pour les quatre longueurs étudiées (L1, L2, L3 et L4). La PCV la plus courte, L1, engendre les plus grandes déformations avec une valeur maximale de 1.04%. Il s'agit d'une augmentation de 24% par rapport aux déformations de la PCV la plus longue, L4 (0.84%).

En supplément, l'évolution de la contrainte maximale et de la déformation maximale de la fracture sont présentées sur la Figure 7.2. Cette comparaison permet de visualiser l'influence de la longueur de la PCV sur ces deux variables qui sera discuté dans le Chapitre 8.

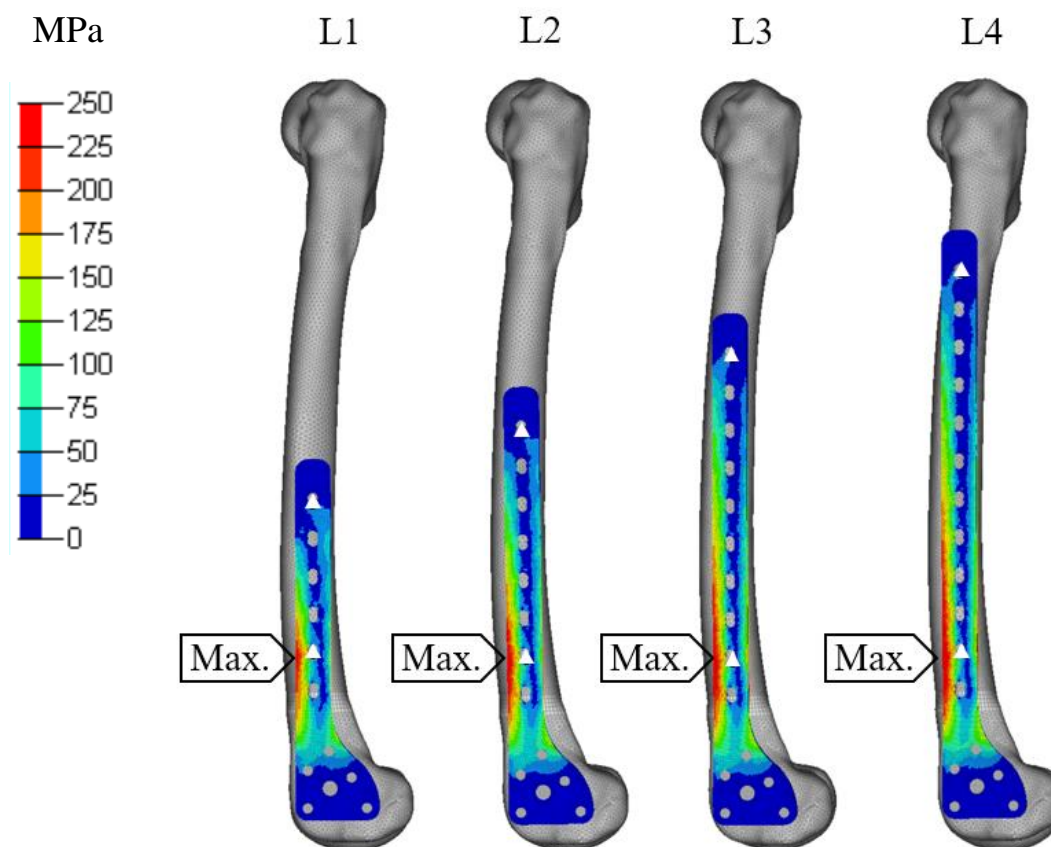


Figure 7.1 : Distribution de la contrainte Von Mises dans les quatre modèles (L1, L2, L3* et L4) à 48% du cycle de marche. La position des vis sur la partie proximale de l'implant est identifiée par des triangles blancs. *Longueur de PVC correspondante à l'étude de cas.

Tableau 7.1 : Données recueillies pour les quatre modèles concernant l'influence de la longueur de la plaque sur le comportement mécanique de l'assemblage os-implant.

Longueur	L1	L2	L3*	L4
Contrainte Von Mises maximale	242 MPa	262 MPa	273 MPa	290 MPa
Volume de contraintes élevées (>200 MPa)	48 mm ³	131 mm ³	240 mm ³	360 mm ³
Déformation maximale de la fracture	1,04%	0,96%	0,90%	0,84%

*Longueur de la PVC dans l'étude de cas.

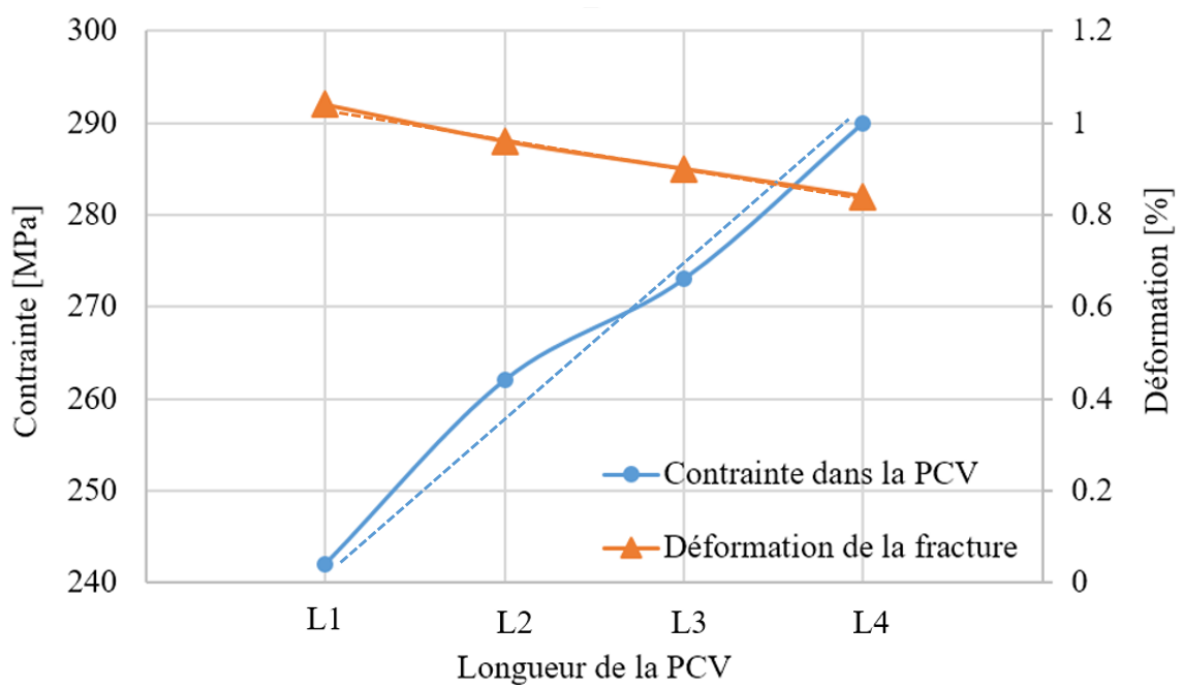


Figure 7.2 : Contrainte maximale dans la PCV et déformation de la fracture en fonction des quatre longueurs étudiées.

CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE

Le chapitre suivant présente en premier lieu une synthèse de la discussion des deux articles de ce projet (section 8.1). Cette synthèse montre que l'objectif, qui consistait à évaluer une modélisation dynamique du cycle complet de marche d'un patient, a été atteint. La discussion concernant l'influence de la longueur de la plaque est présentée en second lieu (section 8.2). Finalement, les limites et les perspectives du projet sont décrites dans la dernière section du chapitre (section 8.3).

8.1 Synthèse des articles scientifiques

Article 1: Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant

Les résultats de l'article 1 ont démontré que le mécanisme de rupture menant au bris de la PCV étudiée est la fatigue. La fissure s'est propagée sur environ 85% du faciès de rupture et une telle propagation décrit un chargement cyclique de faible amplitude. De plus, les résultats issus du modèle par éléments finis préliminaire ont montré que le bris s'est produit dans une zone à contrainte élevée qui est située près de la fracture du fémur. En raison des limites du modèle par éléments finis, l'amplitude de la contrainte d'amorçage a plutôt été calculée avec les propriétés en fatigue du matériau et le nombre de pas du patient estimé sur 2 ans, soit 10^6 . En fonction de ces variables, une contrainte de 446 MPa a été calculée sur la courbe des contraintes en fonction du nombre de cycles (courbe *S-N*). Pour ce qui est du bris final de l'implant, un calcul se basant sur le facteur d'intensité de contrainte a permis d'établir qu'une contrainte de 1040 MPa était associée à ce bris. Au moment du bris, la surface portante de l'implant était affaiblie par la propagation de la fissure provoquant une contrainte se rapprochant de la limite ultime en traction du matériau (1240 MPa). Cette surcharge finale corrobore avec la chute du patient sur la glace (Tableau 4.2), où le bris de l'implant a ensuite été constaté.

Concernant les causes potentielles du bris, aucune imperfection dans le matériau n'a été relevée et les propriétés mécaniques mesurées respectaient les normes établies. Le bris serait plutôt attribué à un défaut de conception, ou à un défaut d'installation de l'implant. Plus précisément, un défaut de conception serait attribué à la géométrie (trou, épaisseur, longueurs, etc.) alors qu'un défaut d'installation serait plutôt par rapport au positionnement et au contrôle du serrage des vis. Il est par contre difficile de trancher entre les deux puisque les observations sont une combinaison

de ces deux défauts ensemble. Une étude plus exhaustive doit être menée pour cibler réellement un des deux défauts.

Concrètement, pour une PCV, de nombreux trous ne sont pas utilisés pendant la chirurgie et forment des concentrateurs de contraintes où l'amorçage des fissures est favorable. De plus, il semble que le point de vue médical soit priorisé lors de l'installation, au détriment du comportement mécanique de l'implant. En utilisant des vis de verrouillage, le contact entre l'os et la plaque est évité afin d'améliorer la vascularisation de la fracture. Cependant, ce principe empêche l'application d'une précontrainte essentielle pour protéger l'assemblage vissé contre la fatigue ou la propagation de fissure dans la PCV. En conclusion, il est suggéré d'étudier davantage le comportement de l'assemblage fémur-PCV afin de proposer une méthode d'installation améliorée, qui contient l'amplitude de contrainte vue par l'implant.

L'article 1 confirme que le cas étudié est un bris typique puisque la majorité des analyses de défaillance ont aussi identifié ce mécanisme de rupture [32–36]. Notre étude démontre cependant que le bris en fatigue peut s'observer après une plus longue période de temps. Une période maximale de 6 mois a été relevée [33], alors que la PCV étudiée s'est brisée en 2 ans. Concernant le nombre de cycles avant la rupture, les tests en flexion de Kanchanomai et al. [35] ont démontré 42 000 cycles avant le bris, alors que 10^6 cycles ont plutôt été estimés pour le bris de la PCV étudiée. Cette comparaison est limitée au fait que le nombre de cycles, dans notre projet, a été approximé selon le nombre de pas par jour d'une personne à mobilité réduite [74], et non pas spécifiquement pour le patient concerné. De plus, le chargement appliqué par Kanchanomai ne représente pas la charge réelle d'un patient, puisque seule une charge de 600 N a été appliquée dans leurs essais. Pour ce qui est des causes potentielles, Thapa et al. [34] et Aksakal et al. [36] semblent plutôt pencher pour une propagation de fissure provenant du milieu corrosif du corps humain, alors que Triantafyllidis [33] et notre analyse de défaillance critiquent davantage la conception et l'installation de la PCV. Même si la corrosion n'a pas été observée dans notre étude, la combinaison de ces deux facteurs engendre un environnement propice aux bris en fatigue [37]. Cependant, puisque les matériaux utilisés ont fait leur preuve dans le domaine médical, il est justifié de se concentrer sur la conception et l'installation de la PCV qui est souvent critiqué en clinique [32].

En résumant et en positionnant l'article 1 de ce projet de maîtrise, on peut affirmer que l'objectif *OS1*, qui était de « *valider le mécanisme de rupture d'une PCV et estimer l'amplitude de contrainte ayant mené au bris* », a été atteint. Le mécanisme de rupture a été identifié comme étant la fatigue et la contrainte maximale a été approximée à 400 MPa. De plus, un modèle préliminaire par éléments finis a permis de démontrer que le bris réel se produisait dans une zone à contrainte élevée de la PCV. L'objectif *OS2*, soit de « *confronter les conclusions de l'étude de défaillance en modélisant la distribution des contraintes dans la PCV* » a donc été atteint, mais celui-ci est aussi traité avec le modèle dynamique de la prochaine sous-section.

Article 2: Influence of the load modeling during gait on the stress distribution in a femoral implant

L'article 2 propose d'appliquer la modélisation dynamique multicorps flexible pour étudier le comportement mécanique de l'assemblage fémur-LCP. Les résultats ont démontré que la contrainte la plus élevée était calculée avec cette méthode dynamique, en comparaison aux trois méthodes statiques, décrites dans la revue de la littérature. Une contrainte maximale de 346 MPa a été observée à 48% du cycle de marche et représentait une augmentation de 355%, 84% et 18% respectivement avec les méthodes statique, statique améliorée et quasi-statique.

En considérant seulement le poids de la personne, les méthodes statique et statique améliorée négligent une grande partie de la sollicitation (355% et 84%, respectivement) et ne devraient pas être utilisées pour modéliser l'assemblage fémur-implant. Les couples articulaires pendant la marche doivent être intégrés dans le chargement et c'est pourquoi la modélisation quasi-statique devrait, au minimum, être appliquée. Cependant, la contrainte calculée avec cette méthode quasi-statique est toujours inférieure de 18% à celle calculée avec la méthode dynamique. Il faut tenir compte que la modélisation quasi-statique modélise le genou comme étant encasté, ce qui n'est pas représentatif de la marche humaine. La modélisation dynamique est plus raffinée en considérant les masses et les effets d'inertie à chaque instant du cycle de marche. De plus, la contrainte provenant du modèle dynamique s'approche davantage des conclusions de l'analyse de défaillance (346 et 400 MPa, respectivement).

De plus, l'article 2 a permis de démontrer que la méthode dynamique apporte un avantage considérable puisque les contraintes sont évaluées sur un cycle complet de marche (Figure 6.8). Ceci permet de constater que l'évolution des contraintes n'est pas régulière comme une fonction

sinusoïdale, qui est normalement utilisée pour calculer la tenue en fatigue [41]. Cette évolution de la contrainte a ensuite été comparée avec les paramètres spatiotemporels de la marche du patient et les variations de contraintes corroborent avec les phases de contact et de décollement des deux pieds. En conclusion, la méthode dynamique proposée est jugée prometteuse pour étudier l'assemblage fémur-PCV puisqu'elle permet de mieux définir l'historique de la contrainte vu par un implant. Ceci permettra de mieux définir la tenue en fatigue.

La méthode quasi-statique pourrait être employée à chaque pas de temps pour calculer la contrainte à plusieurs instants du cycle marche. Cependant, le temps de calcul serait plus élevé puisque le nombre de degrés de liberté du modèle correspond à celui du modèle par éléments finis, soit approximativement 100,000 selon le nombre d'éléments. Dans la méthode dynamique, la réduction modale de Craig-Bampton permet d'avoir un temps calcul plus approprié (1 minute dans ce projet) en réduisant le nombre de DdLs du modèle tout en gardant la précision requise, comme discuté dans l'article 2. De plus, la méthode quasi-statique n'intègre pas les paramètres inertiels qui influencent la dynamique de la marche et un choix doit être effectué sur l'emplacement du chargement entre le genou et la hanche. Ce point est discuté davantage dans la prochaine sous-section.

Comparaison des résultats entre les deux articles

Comme mentionné, la contrainte maximale observée avec la méthode dynamique de l'article 2 (346 MPa), s'approche de la contrainte d'amorçage de la fissure évaluée dans l'article 1 (400 MPa). Cette observation démontre non seulement que la méthode dynamique est plus appropriée que les méthodes statiques, mais aussi que la marche produit bel et bien le chargement nécessaire pour amorcer et propager une fissure dans la PCV.

Cependant, on remarque une différence entre la position réelle du bris observée et la position de la contrainte maximale relevée par les modèles numériques, même si les modèles ont été conçus le plus fidèlement possible. Comme pour le modèle par éléments finis préliminaire de l'article 1 (Figure 5.5), le plan de rupture identifié par l'analyse de défaillance (Figure 5.1) n'est pas exactement à l'endroit où la contrainte maximale a été observée avec le modèle dynamique de l'article 2 (Figure 6.7). En comptant à partir de la partie distale, le plan de rupture se situe dans le quatrième trou (position de la 1^{ère} vis), alors que la contrainte maximale est observée au niveau du premier trou pour le modèle dynamique. Cependant, comme pour le modèle préliminaire, des

contraintes élevées d'environ 250 MPa se retrouvent jusqu'à ce quatrième trou qui, en présence d'imperfections surfaciques, peuvent justifier l'amorçage et la propagation d'une fissure, comme discuté dans l'article 2. Cette comparaison entre le bris réel et les résultats du modèle dynamique permet d'affirmer que l'objectif *OS3*, soit d' « *obtenir la position et la grandeur de la sollicitation dans la PCV en étudiant l'historique de la marche du patient* », a été atteint.

Finalement, l'intérêt d'une modélisation dynamique (article 2) est justifié en étudiant la méthode employée pour le modèle préliminaire de l'article 1. Dans cette méthode quasi-statique, les efforts articulaires ont été appliqués au niveau du genou et l'encastrement a été appliqué au niveau de la hanche. Ce choix de modélisation a un impact sur les résultats puisque selon l'Annexe D, les couples articulaires de la hanche sont supérieurs à ceux du genou. La sélection de l'articulation où s'appliquent les forces sur le modèle n'est donc pas arbitraire. Les efforts articulaires aux deux articulations engendrent le même mode de chargement, soient principalement la flexion, mais ne génèrent pas la même amplitude de contrainte. De plus, les efforts maximaux de ces deux articulations ne sont pas observés au même instant du cycle de marche (Annexe D). Pour le genou, le couple articulaire maximal est en abduction/adduction avec une valeur de 48 Nm à 20% du cycle de marche, alors que pour la hanche, c'est en flexion/extension avec une valeur de -85 Nm à 48% du cycle de marche. Les conclusions de l'article 1 demeurent tout de même valides puisque seulement des observations qualitatives ont été remarquées. Cependant, cette comparaison entre les efforts du genou et de la hanche démontre l'importance de modéliser le membre inférieur au complet. Dans la méthode dynamique, les efforts articulaires sont considérés aux deux articulations, et ce, à chaque instant du cycle de marche. De cette façon, aucune interprétation des efforts articulaires n'est nécessaire, ce qui évite une mauvaise modélisation du chargement.

8.2 Analyse des résultats complémentaires

Comparaison entre le cas étudié et la longueur L3

Comme mentionné précédemment, la longueur $L3 = 242$ mm correspond à celle de l'étude de cas sur la défaillance d'une PCV. Il existe cependant une différence entre ces 2 modèles. Cette différence est au niveau de la distance effective, d_e (section 2.2.3), qui définit la position de la première vis par rapport à la fracture. Sur la Figure 6.7 (résultat du modèle dynamique pour

l'étude de cas), la première vis se situe dans le 4^{ème} trou, alors que pour l'étude de l'influence de la longueur, celle-ci se situe dans le 2^{ème} trou selon la Figure 7.1. On remarque donc que la contrainte maximale passe de 346 MPa à 273 MPa en diminuant de moitié la longueur effective. Même si ce paramètre n'est pas l'intérêt principal de ce projet, cette comparaison permet tout de même de démontrer que cette distance effective peut avoir une influence considérable sur la contrainte maximale dans la PCV.

Distribution des contraintes dans la PCV

L'impact du choix de la longueur a premièrement été remarqué sur la contrainte maximale dans la PCV. Selon le Tableau 7.1, cette contrainte augmente de 20% en passant d'une plaque de 170 mm à 278 mm. On constate que plus la plaque est fixée près de l'extrémité proximale du fémur, plus la contrainte est élevée. Ce phénomène indique qu'une plaque plus longue reprend davantage la charge du patient qui est générée pendant la marche. Les efforts articulaires se font ressentir davantage, créant ainsi une plus grande sollicitation locale dans la région de la première vis qui est située près de la fracture (Figure 7.1). Cette vis, qui crée un point d'ancrage près de la fracture dans l'os, engendre une augmentation de la contrainte dans cette zone. C'est pourquoi on observe la contrainte maximale à ce même endroit pour les quatre longueurs de plaque puisque cette première vis est toujours positionnée dans le même trou. Cette remarque vient cependant à l'encontre des directives de Gautier et al. [26] qui suggère une plaque plus longue pour diminuer les sollicitations dans cette même région. Leurs directives sont par contre basées sur l'étude d'une fracture de l'os d'un point de vue général, sans considérer le chargement engendré par la marche.

L'impact du choix de la longueur a aussi été remarqué sur la distribution des contraintes dans la PCV, qui est présentée sur la Figure 7.1. La différence engendrée a été quantifiée par le volume de contraintes élevées. Ces valeurs se trouvent dans le Tableau 7.1. Un volume 7,5 fois plus élevé a été constaté avec la plaque la plus longue, L4, en comparaison avec la plus courte, L1. Ce volume caractérise un facteur d'échelle qui influence la tenue en fatigue [75]. Pour ce projet, l'impact est de nature statistique puisque plus ce volume est gros, plus il est probable qu'il contienne un défaut qui incitera l'amorçage d'une fissure. Ces défauts sont par exemple les inclusions, les hétérogénéités de matière et les rayures qui sont inévitables lors de la fabrication et de l'installation de l'implant. Ceux-ci ont été remarqués dans l'article 1, Figure 5.4i, à l'endroit où la fissure s'est initiée. L'augmentation du volume de contraintes élevées indique donc qu'une

fissure a plus de chance de s'amorcer dans une plaque plus longue que dans une plaque plus courte.

Selon ces deux observations (contrainte maximale et volume de contraintes élevées), il serait justifié de prendre une PCV plus courte pour obtenir une meilleure tenue en fatigue. Ce point tient compte qu'une PCV plus courte engendre un point d'ancrage dans l'os qui est plus distant de la hanche. Cependant, le comportement mécanique de la fracture doit aussi être étudié afin d'évaluer globalement l'impact de la longueur sur le comportement mécanique de l'assemblage fémur-PCV.

Déformation de la fracture

Le comportement mécanique de la fracture est aussi influencé par le choix de la longueur de la plaque. En augmentant cette longueur, on remarque que la fracture est moins déformée pendant un cycle de marche. Selon le Tableau 7.1, une augmentation de 24% est constatée entre les longueurs L1 et L4, où une déformation de 1,04% et 0,84% sont respectivement relevées. Ces observations démontrent qu'une plaque plus longue reprend davantage les charges du patient (contrainte plus élevée), mais provoque une augmentation de la stabilité de la zone fracturée (déformation plus faible). L'assemblage os-implant composé d'une plaque plus longue est donc plus rigide.

En comparaison avec la littérature, les déformations mesurées sont légèrement en dessous de la tolérance de 1,5% qui est associée à la phase finale de remodelage [12], expliqué dans la section 2.1.2. La fracture a plutôt été modélisée selon la phase intermédiaire de reconstruction, où une déformation de 10% peut être admise. En considérant qu'une plus grande déformation améliore le processus de guérison, une plaque plus courte serait donc conseillée. À l'opposé, si la stabilité est jugée prioritaire, une plaque plus longue serait nécessaire. Ce dernier point expliquerait pourquoi Gautier et al. [26] suggère une plaque plus longue tout en étant conscient que des déformations doivent être admises sur la fracture.

Le modèle est donc sensible à la longueur de la plaque en démontrant l'impact sur la distribution des contraintes dans l'implant et sur les déformations de la fracture. Encore une fois, cette affirmation considère qu'une variation de la longueur de la plaque induit une variation du site d'ancrage dans l'os en fonction de la position de la dernière vis. La tendance observée sur la Figure 7.2 démontre que sur la plage des longueurs étudiées, l'évolution de la contrainte dans la

PCV et la déformation de la fracture sont linéaires. Cependant, ces deux évolutions sont approximativement inversement proportionnelles puisqu'on remarque une diminution de 24% de la déformation de la fracture, lorsque la contrainte augmente de 20% dans la PCV. L'objectif *OS4*, qui était d'« *étudier l'influence de la longueur de la PCV sur le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV* » est donc atteint.

De plus, ces tendances démontrent le défi associé à l'installation d'une PCV, où un compromis doit être fait entre l'amplitude de contrainte dans l'implant et le niveau de déformation de la fracture. Le modèle proposé permet donc d'obtenir des valeurs quantifiables afin d'étudier les paramètres d'installation de la PCV, ce qui n'est pas fait dans les travaux de Gautier et al. [26]. Le modèle présente donc de bonnes perspectives pour étudier les paramètres d'installation associés à une PCV, mais des connaissances plus approfondies sont requises pour justifier le bon compromis entre déformation de l'os et contrainte dans la PCV. Les perspectives sont développées davantage dans la prochaine section, tout en indiquant les limitations actuelles du modèle.

8.3 Limites et perspectives du projet

L'objectif principal du projet est atteint, mais il est encore trop tôt pour proposer des directives d'installation sur la PCV en raison de plusieurs limitations. Ces limitations sont présentées dans la section suivante. De plus, les perspectives pour de futurs projets sont identifiées dans le but de développer une meilleure expertise pour traiter les fractures du membre inférieur.

Intégration d'un processus pour l'étude en fatigue

Même si l'historique des contraintes est défini par la modélisation dynamique multicorps flexible, les conclusions tirées sur la tenue en fatigue de l'implant se basent seulement sur la contrainte maximale. Cet historique de chargement devrait donc être utilisé pour mieux évaluer le nombre de cycles avant la rupture. Ce processus est disponible à l'intérieur du logiciel *Motionview* par une interface se nommant *Fatigue Prep* qui permet d'utiliser l'évolution de la contrainte critique pour calculer précisément le nombre de cycles avant la rupture.

Optimisation des paramètres critiques d'installation

Dans la revue de la littérature, deux études numériques présentaient une optimisation de la PCV [5,46]. Celles-ci se concentrent principalement sur des paramètres de conception de l'implant

(géométrie et matériau) et non pas sur la méthode d'installation, qui est souvent critiquée par les études cliniques. Dans ce projet de maîtrise, l'étude d'un paramètre d'installation se fait manuellement, sans algorithme d'optimisation. Comme montré dans la Figure 4.1 (processus de modélisation dynamique multicorps flexible), une boucle itérative pourrait être créée afin d'étudier non seulement la conception de la PCV, mais aussi l'installation de celle-ci. Dans ce processus, tous les paramètres critiques à la méthode d'installation de la section 2.2.3 (densité des vis, distance effective, espacement, longueur de plaque, etc.) pourraient être incorporés pour valider les directives données dans la littérature. L'analyse actuelle est donc limitée en étudiant seulement l'effet de la longueur de la PCV. Il est probable que certains paramètres aient des effets combinés et ceci doit être considéré dans une analyse future.

Encore une fois, il serait avantageux de poursuivre avec *Altair HyperWorks* puisqu'un autre logiciel de la suite, *Hyperstudy*, permet de définir un processus d'optimisation complet (variables de conception, contraintes, objectifs, etc.) qui fait ensuite appel aux différents logiciels intégrés, soit *Hypermesh* et *Motionview* dans notre cas. Il serait donc possible de créer un processus itératif ayant un certain degré d'automatisation et qui génère à chaque itération un nouveau modèle par éléments finis (*Hypermesh*) qui est ensuite incorporé dans le modèle multicorps (*Motionview*) pour finalement trouver une contrainte qui sera comparée aux autres itérations.

Propriétés mécaniques de l'os

Les propriétés mécaniques de l'os sont présentement isotropes et hétérogènes. Il est cependant démontré que les vraies propriétés ne le sont pas et que, par exemple, les techniques d'imagerie permettent de mieux les définir [59,76]. Il faudrait donc développer une meilleure modélisation de l'os en se basant sur des techniques d'imagerie afin d'obtenir les propriétés mécaniques représentatives du cas étudié. De plus, l'os spongieux devrait être modélisé comme une entité à part entière dans la géométrie du fémur afin de simuler judicieusement l'ancrage des vis dans les épiphyses. Les déformations de l'os et de la PCV seraient donc mieux évaluées. Il serait possible de vérifier si le bris des PCVs est associé à de mauvaises propriétés de l'os, par exemple en présence d'ostéoporose.

De plus, le processus de guérison de l'os devrait être intégré dans la modélisation pour étudier l'évolution des contraintes à chaque phase de guérison. Dans une guérison normale, on observe progressivement une reprise de la charge par l'os tout en diminuant les sollicitations dans

l'implant. Ce phénomène est présenté sur la Figure 8.1. À ce sujet, des études supplémentaires sont aussi nécessaires pour mieux définir les concepts d'incitation et de tolérance à la déformation du cal osseux pendant la guérison. Ces concepts permettront de justifier davantage si un assemblage procure l'environnement propice à la guérison en termes de déformation mécanique de la fracture.

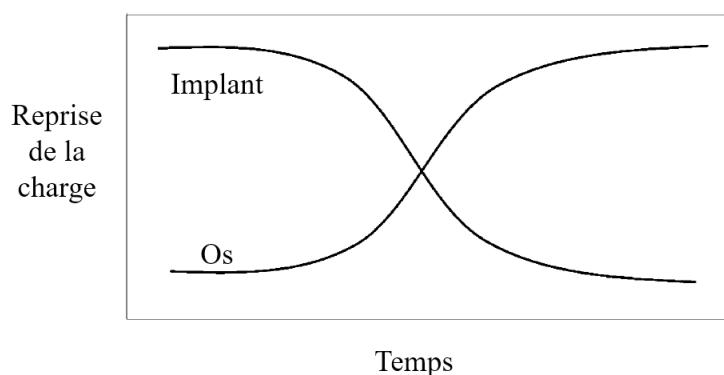


Figure 8.1 : Processus de reprise de charge pour un implant en fonction de la guérison de l'os (image adaptée de [37]).

Positionnement de la fracture

En regardant les études numériques des deux articles, on remarque que la position de la contrainte maximale dans la PCV est toujours près de la fracture de l'os. L'endroit où se situe la fracture (qui influence la position de la première vis dans l'os) a donc un impact sur la distribution des contraintes dans la PCV. Dans ce projet de maîtrise, la fracture a été positionnée en respectant les radiographies, mais il est possible qu'elle ne soit pas exactement au bon endroit. Ceci expliquerait pourquoi une différence est constatée entre la position réelle du bris et celle relevée par les études numériques (section 8.1, comparaison des deux articles).

Banc d'essai expérimental

Il a été démontré que les contraintes calculées avec la modélisation dynamique multicorps flexible s'approchent de celles estimées avec l'analyse de défaillance. À des fins de vérification, des essais expérimentaux pourraient être envisagés pour obtenir la distribution réelle des contraintes dans l'implant, ce qui a été fait dans l'étude d'Arnone et al. [5]. Avec différents montages expérimentaux, il serait donc possible d'étudier les paramètres critiques d'installation

de la PCV et comparer les résultats aux conclusions tirées avec un processus d'optimisation numérique.

Cependant, ces essais ont aussi leurs limites puisque les os synthétiques utilisés (« saw bones ») ne représentent pas non plus les propriétés réelles de l'os. De plus, dans ces essais, il est difficile de créer le chargement réel de la marche puisque ce dernier génère trois modes de chargement, soit la compression, la flexion et la torsion qui sont difficilement intégrables sous un seul montage. Les tests *in vivo* sont donc toujours compléments à ces essais. Ces points justifient aussi pourquoi une modélisation numérique a été utilisée dans ce projet de maîtrise.

Système musculosquelettique

Une autre limite du projet se situe sur la modélisation dynamique du membre inférieur. Dans le modèle proposé, les efforts sont transmis au fémur par la surface des deux épiphyses qui est en contact avec l'articulation du genou et de la hanche. Selon l'anatomie humaine, ces efforts sont plutôt transmis sur le fémur par l'entremise de muscles et de ligaments qui sont attachés à différentes parties de l'os.

Des modèles multicorps intègrent maintenant les muscles au niveau de la jambe, par exemple dans le logiciel commercial *Anybody* (Anybody Group, Danemark) et *Opensim* (Stanford University, États-Unis). Ces logiciels ne sont par contre pas assez développés pour ajouter une composante flexible, tel un implant. De plus, les signaux électromyographiques mesurés en laboratoire ne sont pas traités par ces logiciels, ceux-ci étant reconnus nécessaires pour quantifier les forces musculaires. C'est pourquoi les muscles devraient être directement incorporés dans le modèle multicorps flexible développé dans ce projet de maîtrise. En les intégrant, il se peut que la distribution des contraintes dans l'implant varie puisque les forces ne s'appliqueront plus aux mêmes endroits sur le fémur.

Méthode de réduction modale

Selon la méthode utilisée, une réduction modale est appliquée au modèle par éléments finis afin de l'intégrer dans la modélisation dynamique multicorps. En diminuant le nombre de degrés de liberté du modèle, une perte de précision est engendrée. Cependant, comme dans toutes les études relevées pour le membre inférieur [8,55–58], l'erreur associée à cette réduction n'est pas quantifiée. Ce problème est relevé par Bathe et al. [77] qui proposent une nouvelle approche itérative pour contrôler cette erreur afin de lui appliquer une tolérance selon la précision

recherchée. Dans ce projet de maîtrise, les contraintes calculées ont plutôt été comparées à ce que l'on estime à partir d'une analyse de défaillance. Cette comparaison permet au moins de constater que l'ordre de grandeur obtenu avec la méthode numérique est conséquent avec les observations métallurgiques.

De plus, afin de maîtriser davantage la technique de réduction modale, des essais expérimentaux permettraient de déterminer le réel coefficient d'amortissement associé à l'assemblage fémur-PCV. Les déformations et les fréquences associées à chaque mode pourraient aussi être validées par l'entremise de ces essais. Une étude de convergence numérique devrait aussi être menée sur les premières fréquences propres de l'assemblage fémur-PCV en fonction des paramètres du maillage (taille et degré du polynôme d'interpolation des éléments). Cette étude permettra de valider les bases de la méthode de réduction modale de Craig-Bampton. Finalement, pour la méthode de l'énergie totale employée pour la sélection des modes, une perspective serait d'évaluer l'impact d'un seuil de 2% versus un autre seuil, par exemple 1% qui est parfois utilisé par Mikkola [57]. Il faudrait vérifier si d'autres méthodes sont utilisées dans la littérature pour la sélection des modes et d'ainsi valider les 7 modes sélectionnés.

Nombre de cas étudié

Le projet se concentre sur l'étude d'un seul cas. Il se peut donc que l'évolution de la contrainte soit directement liée à la façon de marcher du patient. De plus, le nombre de pas dans l'analyse de défaillance est basé sur un nombre de pas moyen pour une personne à mobilité réduite [74], alors qu'il se pourrait que le nombre réel soit différent. Par exemple, si le nombre de pas réel était de 1250 au lieu de 2250 (estimés dans l'article relevé), les calculs préliminaires auraient mené à une contrainte maximale d'environ 463 MPa versus 446 MPa. Ceci n'a pas un impact considérable sur les conclusions en fatigue, mais justifie pourquoi notre valeur a été approximée à 400 MPa. Cependant, il serait intéressant d'étudier davantage le nombre de pas pour un patient ayant vécu une fracture du fémur afin de définir judicieusement le chargement cyclique vu par l'implant.

Il faudrait donc appliquer la même méthode sur plusieurs patients pour observer si une tendance est relevée au niveau de l'historique de chargement, de la distribution des contraintes et du nombre de pas associé au cas étudié. Il sera aussi possible d'analyser un plus grand nombre de PCVs brisées pour s'assurer davantage que la fatigue est le principal mécanisme de rupture.

Même si ce projet de maîtrise s'appuie sur un seul cas, il reste tout de même valide en se basant sur une analyse de défaillance et sur des résultats provenant de la littérature. La modélisation dynamique multicorps flexible développée est donc un bon outil pour évaluer l'assemblage fémur-PCV. Il suffit maintenant de varier les données en entrée par l'étude de différents patients afin de démontrer la robustesse des résultats.

CHAPITRE 9 CONCLUSION

Ce projet de maîtrise avait pour but d'évaluer si une modélisation dynamique du cycle complet de marche d'un patient permettait d'étudier de façon plus réaliste le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV. Pour ce faire, deux méthodes ont été combinées afin de concevoir un modèle dynamique multicorps flexible, soit la méthode des éléments finis et la méthode dynamique multicorps. Cette méthode a été comparée à une méthode statique, statique améliorée et quasi-statique qui sont majoritairement utilisées dans la littérature. Les résultats obtenus ont premièrement démontré que les méthodes statiques, celles qui modélisent seulement le poids de la personne, sous-estiment les contraintes locales dans l'implant. La cause principale est que les moments générés pendant la marche ne sont pas considérés. Le modèle dynamique proposé a ensuite été appliqué à l'étude d'un cas réel de défaillance afin de trouver les sollicitations qui ont mené au bris de l'implant. Les résultats ont confirmé la méthode dynamique s'approchait le plus des observations de l'analyse de défaillance. L'emplacement et l'amplitude des contraintes engendrées par la marche humaine justifieraient le bris par fatigue observé. De plus, la sensibilité du modèle a été vérifiée en variant un paramètre critique d'installation. La variation de la longueur de la plaque a permis d'observer que la contrainte dans la PCV est inversement proportionnelle à la déformation de la zone fracturée.

Globalement, les contributions de ce projet de maîtrise sont regroupées selon les 4 sous-objectifs de ce projet :

OS1. Valider le mécanisme de rupture d'une PCV et estimer l'amplitude de contrainte ayant mené au bris

L'analyse de défaillance a permis d'observer que la fatigue a engendré le bris d'une PCV. Un chargement cyclique de faible amplitude a provoqué une contrainte d'environ 400 MPa qui a initié et propagé une fissure dans un trou de la PCV. Le nombre de cycles menant au bris a été évalué à 10^6 selon le nombre de pas d'un patient pendant 2 ans. Ces investigations métallographiques faites en laboratoire ont agi à titre de référence afin de vérifier la crédibilité des simulations numériques développées dans les sous-objectifs suivants.

OS2. Confronter les conclusions de l'étude de défaillance en modélisant la distribution des contraintes dans la PCV

Le modèle par éléments finis développé dans l'article 1 a permis d'obtenir la distribution des contraintes dans la PCV. La zone de contraintes élevées a pu être identifiée et celle-ci corroborait avec la position du bris réel. Ce modèle a servi de base pour le développement de la modélisation dynamique multicorps flexible développé pour étudier les réelles sollicitations provenant de la marche.

OS3. Obtenir la position et la grandeur de la sollicitation dans la PCV en étudiant l'historique de la marche du patient

Le modèle développé permet de calculer des contraintes et des déformations dans l'assemblage os-implant qui sont représentatives du chargement dynamique de la marche humaine. La position et l'amplitude de la contrainte dans l'implant (346 MPa) ont démontré que le chargement cyclique engendré par la marche peut expliquer le bris par fatigue d'une PCV. Cette contrainte critique a été observée à 48% du cycle de marche, soit juste à la fin de la phase d'appui.

De plus, un écart aussi élevé que 355% a été relevé dans la comparaison des contraintes calculées à l'aide d'une modélisation statique et dynamique. Cette comparaison démontre l'impact de simplifier la marche d'un patient par un chargement statique qui est seulement défini par le poids du patient. De plus, le modèle développé est un avancement dans le domaine de la modélisation dynamique multicorps flexible puisqu'aucune étude n'impliquait un implant auparavant. Ce modèle démontre la pertinence et la faisabilité d'utiliser des données mesurées sur le patient dans un laboratoire d'analyse de la marche. Cette valeur ajoutée permettra à long terme de développer des outils personnalisés pour chaque patient.

OS4. Étudier l'influence de la longueur de la PCV sur le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV

Les contraintes et les déformations de l'assemblage os-PCV sont sensibles à la méthode d'installation choisie, soit une longueur différente dans ce projet. L'installation est souvent remise en cause dans les analyses de défaillance. Ces valeurs quantifiables permettent donc d'avoir un regard plus objectif sur l'équilibre recherché entre la rigidité et la flexibilité du système choisie et installée pour stabiliser une fracture de l'os.

Ces 4 points confirment que la modélisation dynamique du cycle complet de marche d'un patient permet d'étudier de façon plus réaliste le comportement mécanique de l'assemblage os-PCV.

Même si l'influence d'un paramètre d'installation a été relevée, il est encore trop tôt pour proposer des directives précises qui seraient applicables en clinique. Des études plus approfondies sont requises pour déterminer l'équilibre nécessaire entre la flexibilité et la rigidité générée par le système utilisé pour stabiliser une fracture du membre inférieur. De plus, la tenue en fatigue de l'implant doit être étudiée plus précisément en utilisant l'évolution réelle de la contrainte critique pour calculer le nombre de cycles menant au bris. En développant davantage les trois domaines d'études impliqués (métallurgie, analyse numérique et biomécanique), il sera possible de proposer des directives qui réduiront le pourcentage de complications associées à l'installation d'une PCV. Il est primordial d'éviter qu'une seconde fracture du fémur se produise afin de prévenir les périodes de convalescence excessives. La motivation est que les patients puissent se déplacer normalement le plus tôt possible.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] R.J. Weiss, S.M. Montgomery, Z. Al Dabbagh, K.-A. Jansson, National data of 6409 Swedish inpatients with femoral shaft fractures: stable incidence between 1998 and 2004, *Injury*. 40 (2009) 304–308.
- [2] AO Foundation, Distal femur - Diagnosis - AO Surgery Reference, (2016). <https://www2.aofoundation.org> (accessed November 23, 2016).
- [3] P. Cronier, G. Pietu, C. Dujardin, N. Bigorre, F. Ducellier, R. Gerard, The concept of locking plates, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 96 (2010) S17–S36.
- [4] C. Sommer, R. Babst, M. Müller, B. Hanson, Locking compression plate loosening and plate breakage: a report of four cases, *Journal of Orthopaedic Trauma*. 18 (2004) 571–577.
- [5] J.C. Arnone, A. Sherif El-Gizawy, B.D. Crist, G.J. Della Rocca, C.V. Ward, Computer-Aided Engineering Approach for Parametric Investigation of Locked Plating Systems Design, *Journal of Medical Devices*. 7 (2013) 021001–021001.
- [6] S.-H. Chen, M.-C. Chiang, C.-H. Hung, S.-C. Lin, H.-W. Chang, Finite element comparison of retrograde intramedullary nailing and locking plate fixation with/without an intramedullary allograft for distal femur fracture following total knee arthroplasty, *The Knee*. 21 (2014) 224–231.
- [7] N. Hashimoto, M. Ando, T. Yayama, K. Uchida, S. Kobayashi, K. Negoro, H. Baba, Dynamic Analysis of the Resultant Force Acting on the Hip Joint During Level Walking, *Artificial Organs*. 29 (2005) 387–392.
- [8] A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Mikkola, A. Heinonen, H. Sievänen, Flexible multibody approach in forward dynamic simulation of locomotive strains in human skeleton with flexible lower body bones, *Multibody System Dynamics*. 25 (2011) 395–409.
- [9] I. Argatov, Development of an asymptotic modeling methodology for tibio-femoral contact in multibody dynamic simulations of the human knee joint, *Multibody System Dynamics*. 28 (2011) 3–20.
- [10] P. Lynch, Human skeleton diagrams, lateral and anterior views, 2006. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Skeleton_whole_body_ant_lat_views.svg (accessed January 25, 2017).
- [11] S. Hoppenfeld, V.L. Murthy, *Treatment and Rehabilitation of Fractures*, Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [12] S.M. Perren, A. Fernandez, P. Regazzoni, Understanding Fracture Healing Biomechanics Based on the “Strain” Concept and its Clinical Applications, *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*. 82 (2015) 253–260.
- [13] H. Yamada, F.G. Evans, *Strength of biological materials*, Williams & Wilkins, 1970.
- [14] L. Claes, K. Eckert-Hübner, P. Augat, The effect of mechanical stability on local vascularization and tissue differentiation in callus healing, *Journal of Orthopaedic Research*. 20 (2002) 1099–1105.

- [15] H.K. Uthoff, P. Poitras, D.S. Backman, Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments, *Journal of Orthopaedic Science*. 11 (2006) 118–126.
- [16] W.A. Lane, Some Remarks on the Treatment of Fractures, *British Medical Journal*. 1 (1895) 861–863.
- [17] R. Danis, *Théorie et Pratique de l'ostéosynthèse*, Masson et Cie, Paris, 1949.
- [18] M.E. Müller, W. Bandi, H.R. Bloch, M. Allgöwer, H. Willenegger, A. Mumenthaler, R. Schneider, S. Steinemann, F. Straumann, B.G. Weber, *Technique of Internal Fixation of Fractures*, Springer Science & Business Media, 2012.
- [19] P.D.D. Allgöwer, P.D.P. Matter, P.D.S. Perren, P.D.T. Rüedi, General Aspects of the Dynamic Compression Plate (DCP), in: P.D.D. Allgöwer, P.D.P. Matter, P.D.S. Perren, P.D.T. Rüedi (Eds.), *The Dynamic Compression Plate DCP*, Springer Berlin Heidelberg, 1973: pp. 1–8.
- [20] S.M. Perren, K. Klaue, O. Pohler, M. Predieri, S. Steinemann, E. Gautier, The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP), *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 109 (1990) 304–310.
- [21] M. Wagner, General principles for the clinical use of the LCP, *Injury*. 34, Supplement 2 (2003) 31–42.
- [22] Synthes, LCP Condylar Plate 4.5/5.0. Part of the LCP Periarticular Plating System, *Technique Guide*. (2014).
- [23] Stryker, Axsos Locking Plate System, *Operative Technique*. (2013).
- [24] Smith&Nephew, Peri-Loc Lock Plating System, *Surgical Technique*. (2014).
- [25] J. B. Brunski, Metals: Basic Principles, in: *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, 3rd edition, Academic Press, Amsterdam, 2013: pp. 111–127.
- [26] E. Gautier, C. Sommer, Guidelines for the clinical application of the LCP, *Injury*. 34, Supplement 2 (2003) 63–76.
- [27] K. Stoffel, U. Dieter, G. Stachowiak, A. Gächter, M.S. Kuster, Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled?, *Injury*. 34, Supplement 2 (2003) 11–19.
- [28] M. Ahmad, R. Nanda, A.S. Bajwa, J. Candal-Couto, S. Green, A.C. Hui, Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability?, *Injury*. 38 (2007) 358–364.
- [29] C. Sommer, E. Gautier, M. Müller, D.L. Helfet, M. Wagner, First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP), *Injury*. 34 Suppl 2 (2003) B43-54.
- [30] E. Hasenboehler, D. Rikli, R. Babst, Locking Compression Plate with Minimally Invasive Plate Osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fracture: A retrospective study of 32 patients, *Injury*. 38 (2007) 365–370.
- [31] K. Kolb, P. Grützner, H. Koller, C. Windisch, F. Marx, W. Kolb, The condylar plate for treatment of distal femoral fractures: a long-term follow-up study, *Injury*. 40 (2009) 440–448.

- [32] H.A. Vallier, T.A. Hennessey, J.K. Sontich, B.M. Patterson, Failure of LCP condylar plate fixation in the distal part of the femur. A report of six cases, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 88 (2006) 846–853.
- [33] G.K. Triantafyllidis, A.V. Kazantzis, K.T. Karageorgiou, Premature fracture of a stainless steel 316L orthopaedic plate implant by alternative episodes of fatigue and cleavage decoherence, *Engineering Failure Analysis*. 14 (2007) 1346–1350.
- [34] N. Thapa, M. Prayson, T. Goswami, A failure study of a locking compression plate implant, *Case Studies in Engineering Failure Analysis*. 3 (2015) 68–72.
- [35] C. Kanchanomai, V. Phiphobmongkol, P. Muanjan, Fatigue failure of an orthopedic implant – A locking compression plate, *Engineering Failure Analysis*. 15 (2008) 521–530.
- [36] B. Aksakal, Ö.S. Yildirim, H. Gul, Metallurgical failure analysis of various implant materials used in orthopedic applications, *Journal of Failure Analysis and Prevention*. 4 (2004) 17–23.
- [37] B.A. James, Medical device failure analysis, in: *ASM Handbook, Volume 11: Failure Analysis and Prevention*, ASM International, 1986: pp. 670–694.
- [38] D. Anitha, S.D. De, K.K. Sun, H.K. Doshi, T. Lee, Improving stability of locking compression plates through a design modification: a computational investigation, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 18 (2015) 153–161.
- [39] G. Wang, D. Wang, J. Mao, Y. Lin, Z. Yin, B. Wang, Y. He, S. Sun, Three dimensional finite-element analysis of treating Vancouver B1 periprosthetic femoral fractures with three kinds of internal fixation, *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*. 9 (2016) 7557–7564.
- [40] C. Rankovic, B. Ristic, M. Kojic, Internal fixation of femoral bone comminuted fracture - FE analysis, *Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics*. 1 (2007) 120–128.
- [41] G. Chen, B. Schmutz, M. Wulschleger, M.J. Percy, M.A. Schuetz, Computational investigations of mechanical failures of internal plate fixation, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*. 224 (2010) 119–126.
- [42] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics*. 34 (2001) 859–871.
- [43] A.R. MacLeod, P. Pankaj, A.H.R.W. Simpson, Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses?, *Journal of Biomechanics*. 45 (2012) 1712–1716.
- [44] J. Cegoñino, J.M. García Aznar, M. Doblaré, D. Palanca, B. Seral, F. Seral, A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 7 (2004) 245–256.
- [45] C.J. Wang, A.L. Yettram, M.S. Yao, P. Procter, Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur, *Medical Engineering & Physics*. 20 (1998) 677–683.
- [46] S. Nobari, H.R. Katoozian, S. Zomorodimoghadam, Three-dimensional design optimisation of patient-specific femoral plates as a means of bone remodelling reduction, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 13 (2010) 819–827.

- [47] G.M. Kotzar, D.T. Davy, V.M. Goldberg, K.G. Heiple, J. Berilla, K.G. Heiple, R.H. Brown, A.H. Burstein, Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery, *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 9 (1991) 621–633.
- [48] J.-C. Samin, P. Fisette, *Symbolic Modeling of Multibody Systems*, Kluwer Academic Publishers, 2003.
- [49] R.B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski, J.R. Gage, A gait analysis data collection and reduction technique, *Human Movement Science*. 10 (1991) 575–587.
- [50] S. Bersini, V. Sansone, C.A. Frigo, A dynamic multibody model of the physiological knee to predict internal loads during movement in gravitational field, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 19 (2016) 571–579.
- [51] M. Yazji, M. Raison, C.-É. Aubin, H. Labelle, C. Detrembleur, P. Mahaudens, M. Mousny, Are the mediolateral joint forces in the lower limbs different between scoliotic and healthy subjects during gait?, *Scoliosis*. 10 (2015) S3.
- [52] M. Raison, L. Ballaz, C. Detrembleur, P. Mahaudens, J. Lebleu, P. Fisette, M. Mousny, Lombo-sacral joint efforts during gait: comparison between healthy and scoliotic subjects, *Studies in Health Technology and Informatics*. 176 (2012) 113–116.
- [53] O.A. Bauchau, *Flexible multibody systems: preliminaries*, in: *Flexible Multibody Dynamics*, Springer Netherlands, 2011: pp. 569–599.
- [54] M.C.C. Bampton, R.R. Craig, Coupling of substructures for dynamic analyses, *AIAA Journal*. 6 (1968) 1313–1319.
- [55] R. Nazer, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, Flexible multibody simulation approach in the analysis of tibial strain during walking, *Journal of Biomechanics*. 41 (2008) 1036–1043.
- [56] R. Nazer, A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, Analysis of dynamic strains in tibia during human locomotion based on flexible multibody approach integrated with magnetic resonance imaging technique, *Multibody System Dynamics*. 20 (2008) 287–306.
- [57] A. Kłodowski, A. Valkeapää, A. Mikkola, Pilot study on proximal femur strains during locomotion and fall-down scenario, *Multibody System Dynamics*. 28 (2012) 239–256.
- [58] A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, The use of the flexible multibody approach for lower body skeletal loading analysis, *IUTAM Symposium on Human Body Dynamics*. 2 (2011) 93–100.
- [59] D.W. Wagner, K. Divringi, C. Ozcan, M. Grujicic, B. Pandurangan, A. Grujicic, Combined musculoskeletal dynamics/structural finite element analysis of femur physiological loads during walking, *Multidiscipline Modeling in Materials and Structures*. 6 (2010) 417–437.
- [60] A.D. Speirs, M.O. Heller, G.N. Duda, W.R. Taylor, Physiologically based boundary conditions in finite element modelling, *Journal of Biomechanics*. 40 (2007) 2318–2323.
- [61] A. Parent, Impact d'un exercice de marche sur la démarche « crouch gait » chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, *Mémoire de maîtrise*, École Polytechnique de Montréal, 2015.

- [62] Université libre de Bruxelles, Virtual Animation of the Kinematics of the Human for Industrial, Educational and Research Purposes, Vakhum Public Dataset. (2003). <http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/> (accessed November 24, 2016).
- [63] S.L. Croker, J.G. Clement, D. Donlon, A comparison of cortical bone thickness in the femoral midshaft of humans and two non-human mammals, *HOMO - Journal of Comparative Human Biology*. 60 (2009) 551–565.
- [64] Pbroks13, The cross-section of a bone, 2008. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Bone_cross-section.svg (accessed November 25, 2016).
- [65] D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, 2009.
- [66] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes, Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics, ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics, Journal of Biomechanics*. 35 (2002) 543–548.
- [67] T.W. Lu, J.J. O’Connor, Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints, *Journal of Biomechanics*. 32 (1999) 129–134.
- [68] R. Al Nazer, *Flexible Multibody Simulation Approach in the Dynamic Analysis of Bone Strains Activity*, Thèse de doctorat, Lappeenranta University of Technology, 2008.
- [69] R. Nazer, A. Kłodowski, T. Rantalainen, A. Heinonen, H. Sievänen, A. Mikkola, A full body musculoskeletal model based on flexible multibody simulation approach utilised in bone strain analysis during human locomotion, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 14 (2011) 573–579.
- [70] J.F.D. Rodrigues, H. Lopes, F.Q. de Melo, J.A. Simões, Experimental modal analysis of a synthetic composite femur, *Experimental Mechanics*. 44 (2004) 29–32.
- [71] ASTM, Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (F138-13a), in: *ASTM Standards* (13.01), 2013.
- [72] R. H. Shetty, W. H. Ottersberg, *Metals in Orthopedic Surgery*, in: *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering*, CRC Press, New-York, 1995: pp. 509–540.
- [73] R. J. Narayan, Medical application of stainless steels, in: *ASM Handbook, Volume 23 : Materials for Medical Devices*, ASM International, 2012: pp. 199–210.
- [74] C. Tudor-Locke, C.L. Craig, Y. Aoyagi, R.C. Bell, K.A. Croteau, et al., How many steps/day are enough? For older adults and special populations, *International Journal of Behavior Nutritions and Physical Activity*. 8 (2011) 80.
- [75] J. Lu, *Fatigue des alliages ferreux - Facteurs d’influence*, in: *Techniques de L’ingénieur*, 2003.

- [76] F.C. den Boer, J.A. Bramer, P. Patka, F.C. Bakker, R.H. Barentsen, A.J. Feilzer, E.S. de Lange, H.J. Haarman, Quantification of fracture healing with three-dimensional computed tomography, *Arch Orthop Trauma Surg.* 117 (1998) 345–350.
- [77] K.-J. Bathe, J. Dong, Component mode synthesis with subspace iterations for controlled accuracy of frequency and mode shape solutions, *Computers & Structures.* 139 (2014) 28–32.

ANNEXE A – TERMINOLOGIE SUPPLÉMENTAIRE POUR L'ORIENTATION DES VUES EN BIOMÉCANIQUE

Le système de référence anatomique, Figure A.1, est utilisé dans l'article 1 pour identifier la vue dans laquelle les résultats sont présentés.

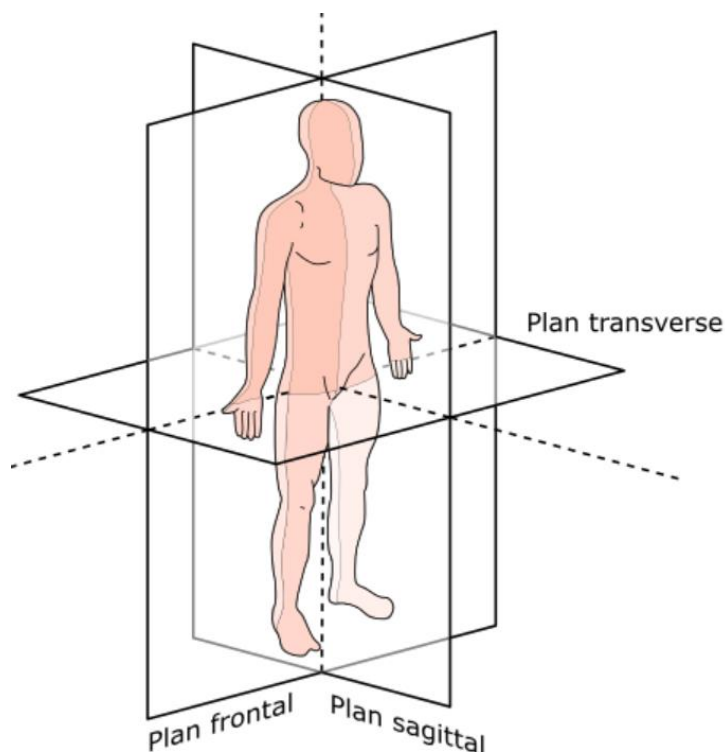


Figure A.1 : Système de référence anatomique.

ANNEXE B – ÉTUDES DE CONVERGENCE SUR LE MAILLAGE DES MODÈLES PAR ÉLÉMENTS FINIS

L'Annexe B présente les deux études de convergence menées pour observer l'effet du maillage sur les contraintes relevées dans le modèle statique, statique augmenté et quasi-statique de l'article 2. Le Tableau B.1 présente le raffinement h et Tableau B.2 présente le raffinement p . On constate qu'à partir de 0.5 mm, un écart de moins de 1% est relevé. Cet écart monte à 2% en étudiant l'effet d'un polynôme d'interpolation de degré 2.

Tableau B.1 : Contrainte Von Mises dans la PCV en fonction de la taille du maillage pour les 3 modèles par éléments finis.

	Contrainte observée [MPa]				
Taille du maillage [mm]	1	0.75	0.5	0.25	0.1
Modèle statique	72	74	76	76	76
Modèle statique améliorée	177	182	187	189	188
Modèle quasi-statique	285	289	294	295	293

Tableau B.2 : Contrainte Von Mises dans la PCV en fonction du degré du polynôme d'interpolation pour les 3 modèles par éléments finis.

	Contrainte observée [MPa]	
Degré du polynôme d'interpolation	Degré 1	Degré 2
Modèle statique	76	77
Modèle statique améliorée	188	184
Modèle quasi-statique	293	298

ANNEXE C – TOPOLOGIE DU MODÈLE MULTICORPS POUR LE MEMBRE INFÉRIEUR

L'Annexe C décrit la chaîne cinématique utilisée pour modéliser le membre inférieur. Chacun des degrés de liberté, q_i , est expliqué dans le Tableau C.1 en respect avec le modèle de Davis et al. [49]. De plus, le Tableau C.2 présente les paramètres géométriques et inertiels de chaque segment qui composent le membre inférieur.

Tableau C.1 : Description de la chaîne cinématique utilisée pour la modélisation multicorps du membre inférieur.

Articulation	Segment proximal	Segment Distal	DdLs	q_i	Axe local	Description fonctionnelle
-	Base	Bassin	6	q_1	1	Translation médio-latérale
				q_2	2	Translation verticale
				q_3	3	Translation antéro-postérieure
				q_4	1	Inclinaison
				q_5	2	Obliquité
				q_6	3	Rotation
Hanche	Bassin	Fémur	3	q_7	1	Flexion/extension
				q_8	2	Abduction/adduction
				q_9	3	Interne/externe
Genou	Fémur	Tibia	3	q_{10}	1	Flexion/extension
				q_{11}	2	Abduction/adduction
				q_{12}	3	Interne/externe
Cheville	Tibia	Pied	3	q_{13}	1	Flexion/extension
				q_{14}	2	Abduction/adduction
				q_{15}	3	Interne/externe

Tableau C.2 : Paramètres géométriques et inertiels de chaque segment du membre inférieur utilisé pour la modélisation multicorps du membre inférieur.

Segments	Longueur du segment, l_s [mm]	Centre de masse, CdM [mm]	Masse, m [kg]	Moment d'inertie, I [kg·mm ²]
Bassin	166	0	13	56 388
Fémur	360	156	9.37	126 692
Tibia	400	173	4.35	63 581
Pied	158	79	1.35	7 653

ANNEXE D – COMPARAISON DES EFFORTS ARTICULAIRES POUR LE GENOU ET LA HANCHE

L'Annexe D présente les moments et les forces pour chacune des articulations provenant du modèle multicorps rigide. Ces valeurs sont comparées aux valeurs de référence provenant du logiciel *Nexus* (Vicon, Oxford, Royaume-Uni), agissant comme référence dans ce projet. La Figure D.1 et la Figure D.2 présentent les couples articulaires du genou et de la hanche respectivement, alors que la Figure D.3 et la Figure D.4 présentent les forces articulaires. Ces deux articulations sont importantes puisque le corps flexible se retrouve entre celles-ci.

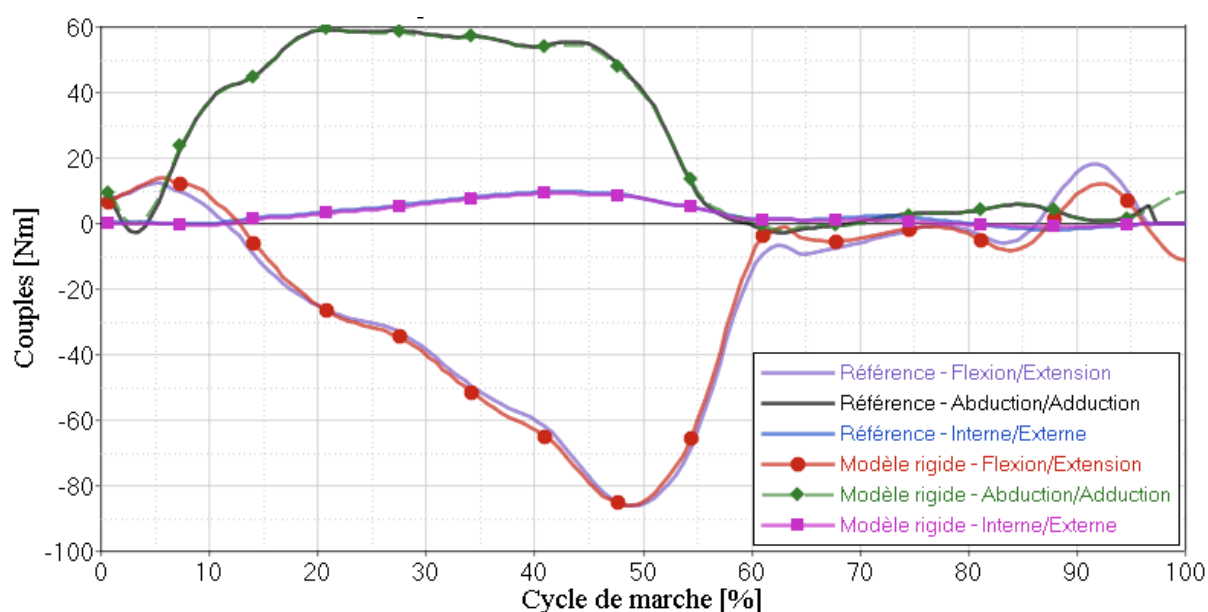


Figure D.1 : Couples articulaires de la hanche en fonction du cycle de marche.

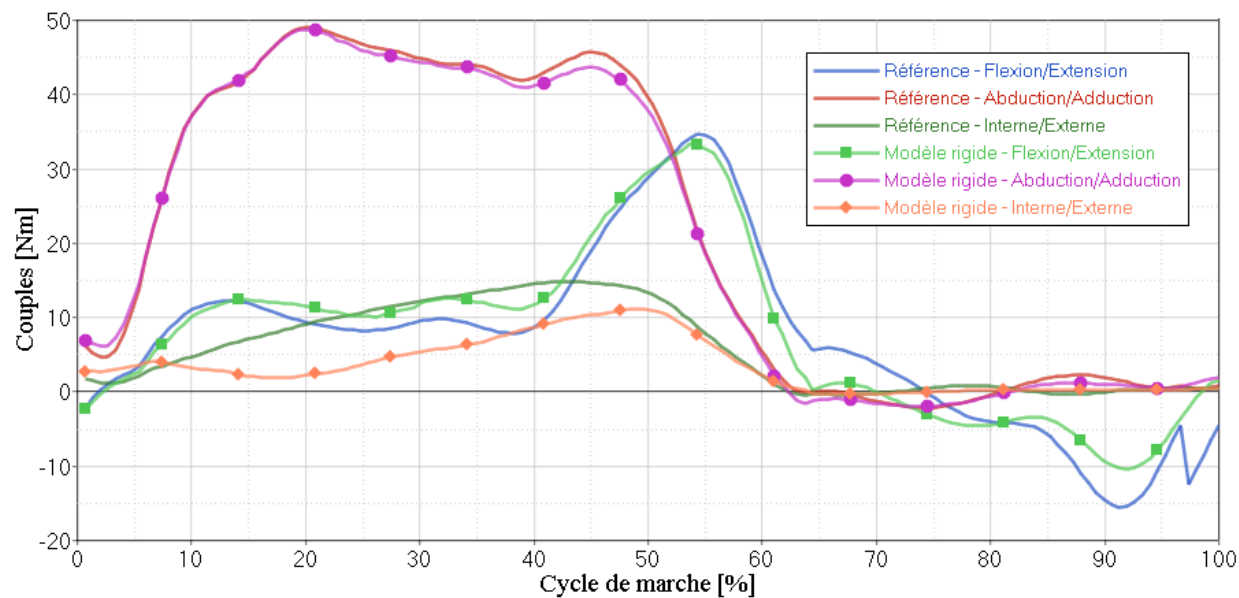


Figure D.2 : Couples articulaires du genou en fonction du cycle de marche.

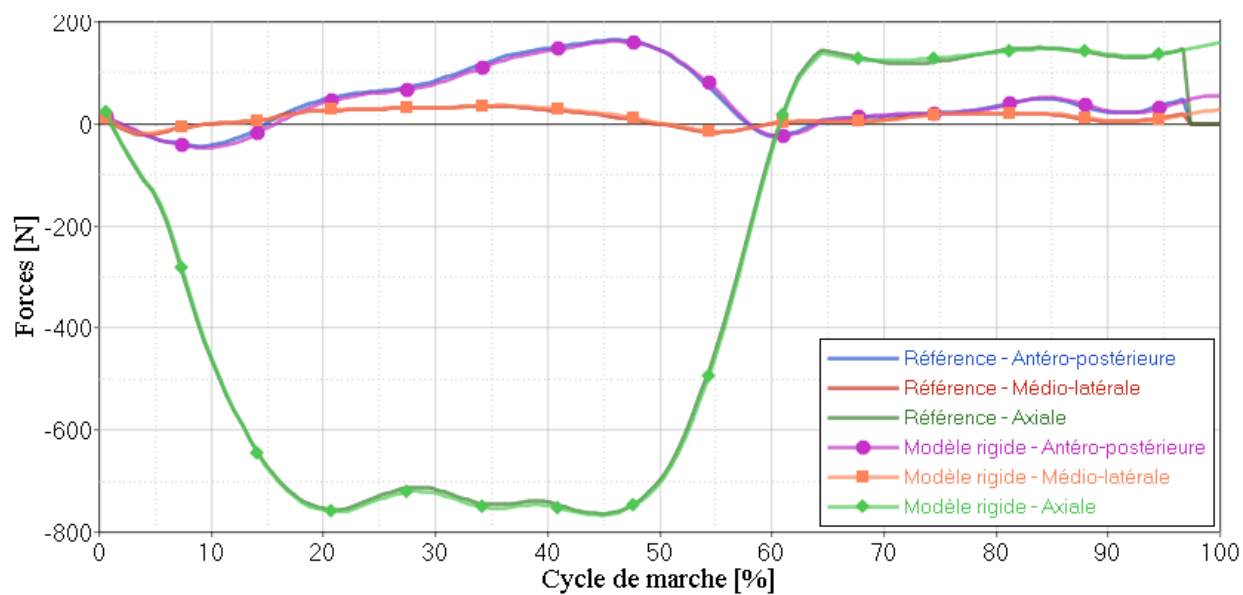


Figure D.3 : Forces articulaires de la hanche en fonction du cycle de marche.

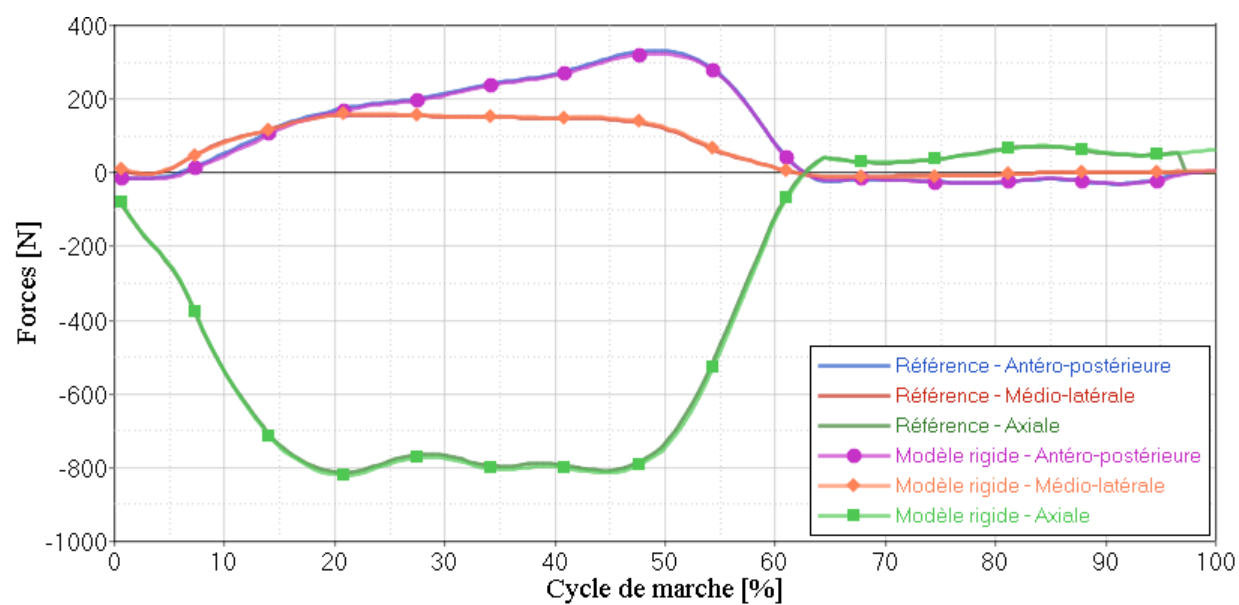


Figure D.4 : Forces articulaires du genou en fonction du cycle de marche.

ANNEXE E – DÉFORMATION DE LA ZONE FRACTURÉE DU FÉMUR SELON QUATRE MESURES DIFFÉRENTES

L'Annexe E présente les déformations mesurées sur la fracture à quatre endroits distincts, soit la partie antérieure, médiale, postérieure et latérale. Les quatre graphiques sont associés aux quatre longueurs étudiées dans les résultats complémentaires ($L1 = 170$ mm, $L2 = 206$ mm, $L3 = 242$ mm et $L4 = 278$ mm). La valeur maximale est toujours relevée sur la partie postérieure à 48% du cycle de marche.

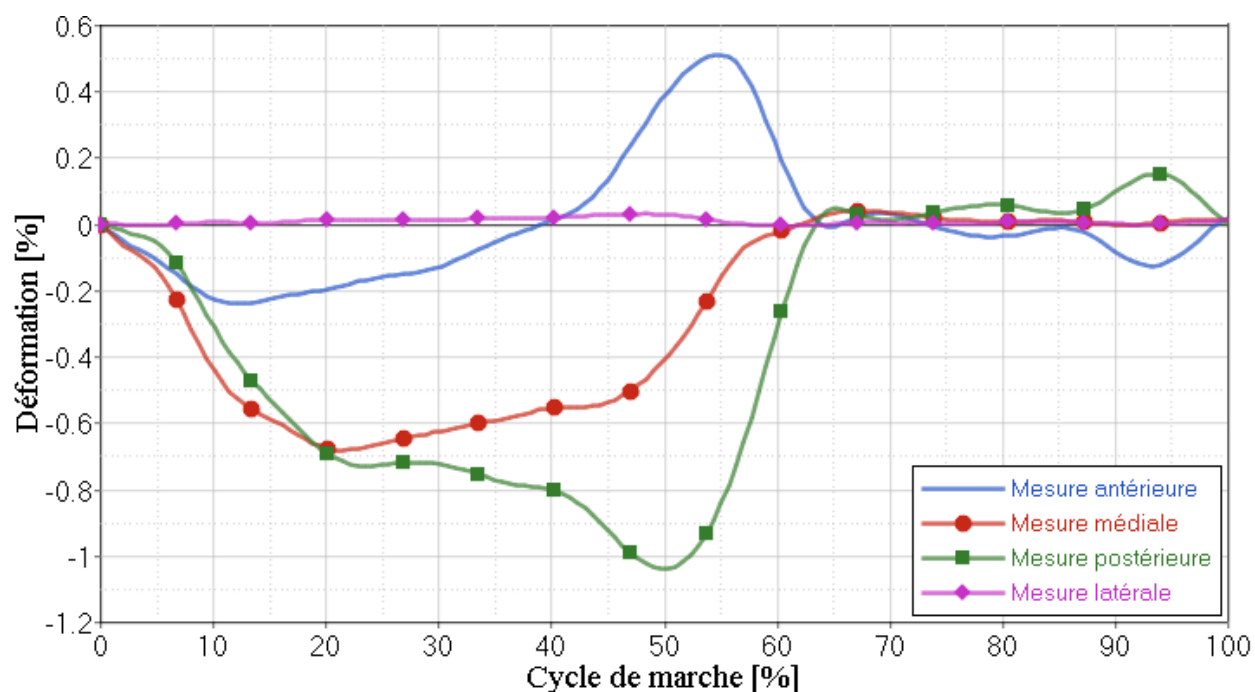


Figure E.1 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur $L1 = 170$ mm.

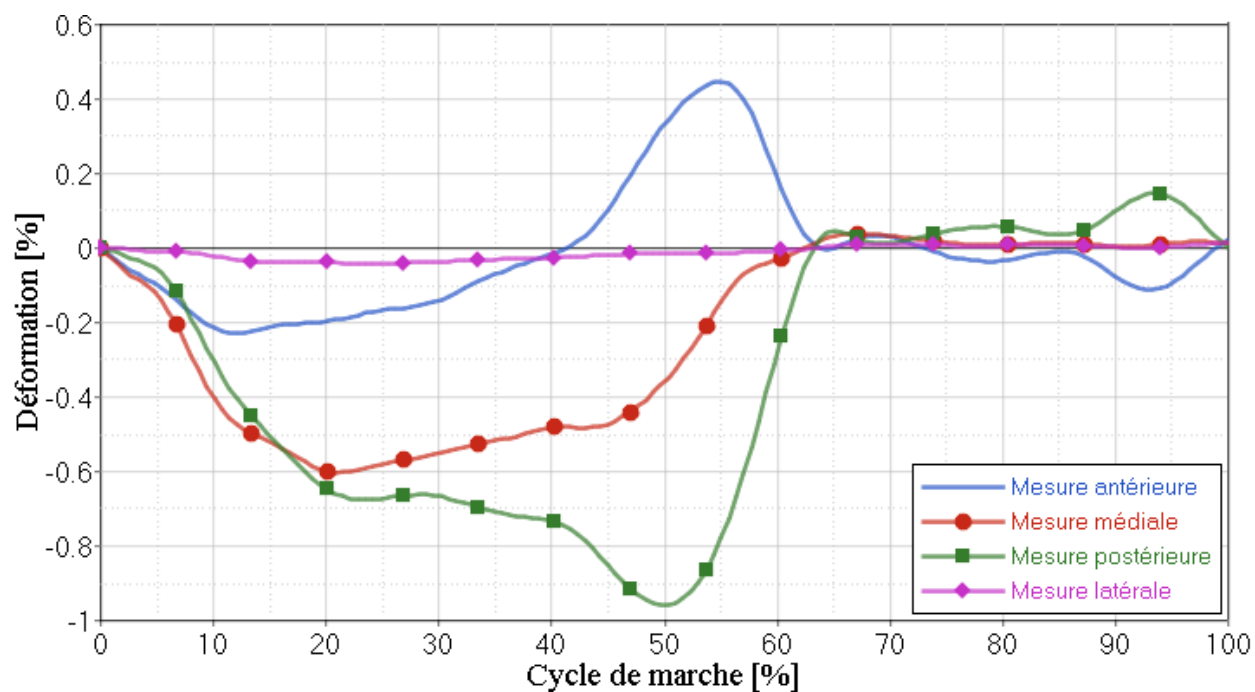


Figure E.2 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur
L2 = 206 mm.

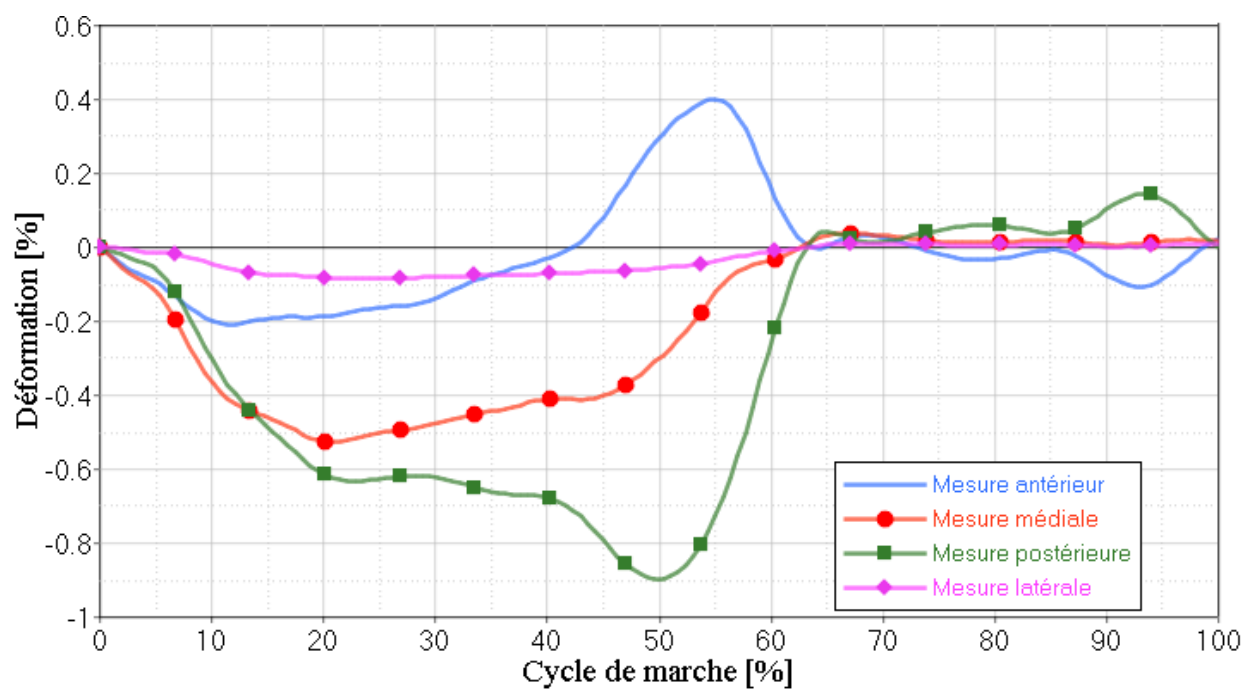


Figure E.3 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur
L3 = 242 mm.

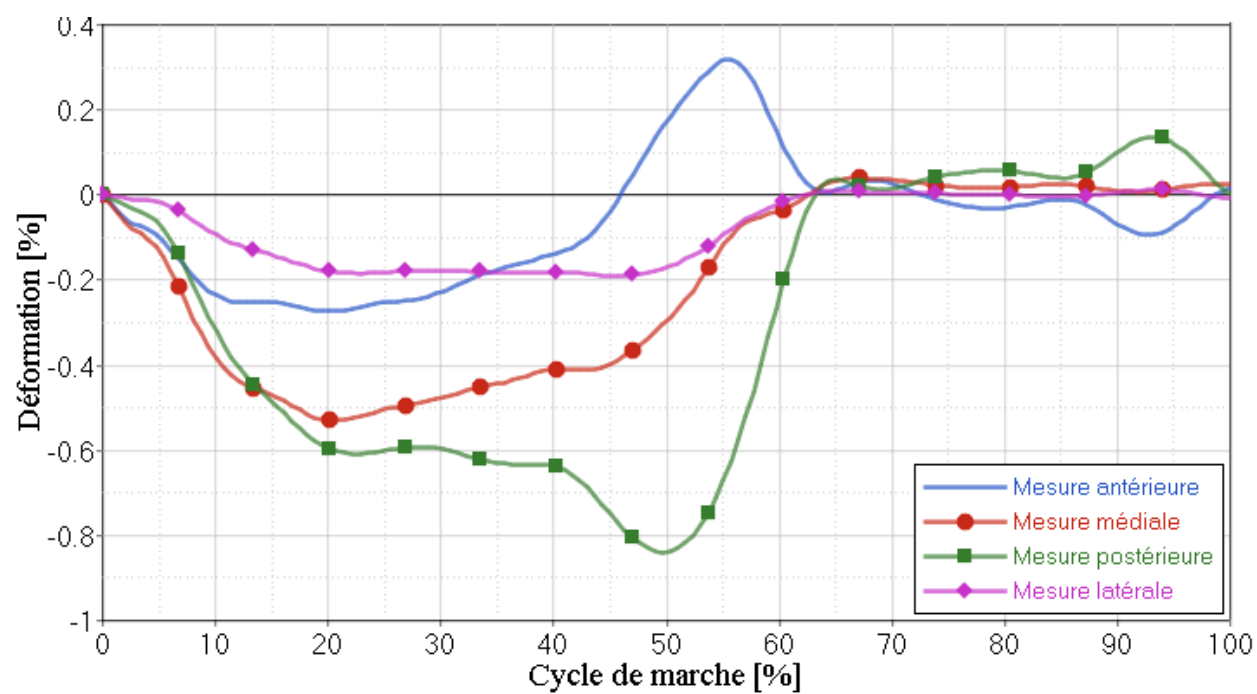


Figure E.4 : Déformations de la fracture en fonction du cycle de marche pour la longueur
 $L4 = 278 \text{ mm}$.